

**Tesis
Doctoral**

FACTORES PSICOLÓGICOS EN LA IMPLEMENTACIÓN DE LOS SISTEMAS DE INTERFACES CEREBRO-ORDENADOR (BCI)

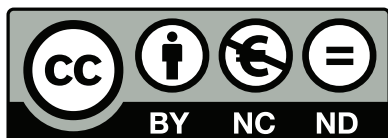


AUTOR: Leandro da Silva Sauer

DIRECTORES: Luis Valero Aguayo
Ricardo Ron Angevin

AUTOR: Leandro da Silva Sauer

EDITA: Publicaciones y Divulgación Científica. Universidad de Málaga



Esta obra está sujeta a una licencia Creative Commons:

Reconocimiento - No comercial - SinObraDerivada (cc-by-nc-nd):

[Http://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/3.0/es](http://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/3.0/es)

Cualquier parte de esta obra se puede reproducir sin autorización
pero con el reconocimiento y atribución de los autores.

No se puede hacer uso comercial de la obra y no se puede alterar, transformar o
hacer obras derivadas.

Esta Tesis Doctoral está depositada en el Repositorio Institucional de la
Universidad de Málaga (RIUMA): riuma.uma.es



UNIVERSIDAD
DE MÁLAGA

UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

FACULTAD DE PSICOLOGÍA

**Departamento de Personalidad, Evaluación y Tratamiento
Psicológico**

Tesis Doctoral

**FACTORES PSICOLÓGICOS EN LA
IMPLEMENTACIÓN DE LOS SISTEMAS DE
INTERFACES CEREBRO-ORDENADOR (BCI)**

**AUTOR: Leandro da Silva Sauer
Licenciado en Psicología**

2014

D. LUIS VALERO AGUAYO, PROFESOR TITULAR DEL DEPARTAMENTO DE PERSONALIDAD, EVALUACIÓN Y TRATAMIENTO PSICOLÓGICO, DE LA FACULTAD DE PSICOLOGIA DE LA UNIVERSIDAD DE MALAGA.

CERTIFICO:

Que D. Leandro da Silva Sauer, licenciado en Psicología por el Centro Universitario Franciscano, ha realizado bajo mi dirección en el Departamento de Personalidad, Evaluación y Tratamiento Psicológico y el Departamento de Tecnología Electrónica de la Universidad de Málaga, el trabajo de investigación correspondiente a su Tesis Doctoral titulada:

“FACTORES PSICOLÓGICOS EN LA IMPLEMENTACIÓN DE LOS SISTEMAS DE INTERFACES CEREBRO-ORDENADOR (BCI)”

Revisado el presente trabajo, considero que puede ser presentado al Tribunal que ha de juzgarlo. Y para que conste a efectos de lo establecido en el Real Decreto 1393/2007 regulador de los estudios de Tercer Ciclo-Doctorado, AUTORIZO la presentación de esta Tesis en la Universidad de Málaga.

Málaga, a 3 de Noviembre de 2014

Fdo. Luis Valero Aguayo
Profesor Titular del Departamento. Personalidad, Evaluación y Tratamiento
Psicológico
Facultad de Psicología, Universidad de Málaga

D. RICARDO RON ANGEVIN, PROFESOR TITULAR DEL
DEPARTAMENTO DE TECNOLOGÍA ELECTRÓNICA, DEL E.T.S.I. DE
TELECOMUNICACIÓN DE LA UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

CERTIFICO:

Que D. Leandro da Silva Sauer, licenciado en Psicología por el
Centro Universitario Franciscano, ha realizado bajo mi dirección en el
Departamento de Personalidad, Evaluación y Tratamiento Psicológico y el
Departamento de Tecnología Electrónica de la Universidad de Málaga, el
trabajo de investigación correspondiente a su Tesis Doctoral titulada:

“FACTORES PSICOLÓGICOS EN LA IMPLEMENTACIÓN DE LOS
SISTEMAS DE INTERFACES CEREBRO-ORDENADOR (BCI)”

Revisado el presente trabajo, considero que puede ser presentado al
Tribunal que ha de juzgarlo. Y para que conste a efectos de lo establecido en
el Real Decreto 1393/2007 regulador de los estudios de Tercer Ciclo-
Doctorado, AUTORIZO la presentación de esta Tesis en la Universidad de
Málaga.

Málaga, a 3 de Noviembre de 2014

Fdo. Ricardo Ron Angevin
Profesor Titular del Departamento. Tecnología Electrónica
E.T.S.I. Telecomunicación, Universidad de Málaga

**Departamento de Personalidad, Evaluación y Tratamiento
Psicológico
Facultad de Psicología
Universidad de Málaga**

TESIS DOCTORAL

**FACTORES PSICOLÓGICOS EN LA
IMPLEMENTACIÓN DE LOS SISTEMAS DE
INTERFACES CEREBRO-ORDENADOR (BCI)**

AUTOR: Leandro da Silva Sauer
Licenciado en Psicología

DIRECTORES: Luis Valero Aguayo
Dr. en Psicología
Ricardo Ron Angevin
Dr. Ingeniero de Telecomunicación

AGRADECIMIENTOS

En primer lugar quiero darle las gracias a mi tutor, Luis Valero Aguayo, por haber sido un buen guía durante estos cuatro últimos años y por facilitar el trabajo haciéndolo motivante.

A Ricardo, mi codirector, por haberme dado la oportunidad de trabajar en este área y toda la instrucción y ayuda necesaria.

A Francisco, por ayudarme mientras yo empezaba y por la amistad y convivencia dentro y fuera del laboratorio.

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

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

A nivel personal a mis padres y a mi hermano, por haberme dado todo el soporte que he necesitado, mis seres más queridos y cercanos, los que siempre han sospechado que esto saldría bien.

A Maíra, por haber estado siempre a mi lado.

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

Al Ministerio de Economía y Competitividad y los fondos FEDER de la Unión Europea, cuyo el proyecto TEC2011-26395 también ha colaborado en el financiamiento de la investigación.

RESUMEN

Un sistema BCI (*Brain Computer Interface*) es una interfaz entre el cerebro humano y un sistema artificial, tal como un ordenador, y se basa principalmente en el análisis de las señales electroencefalográficas (EEG). Estas interfaces BCI permiten al cerebro usar un nuevo canal no muscular para enviar mensajes y órdenes al mundo exterior. Estos sistemas permiten mejorar la calidad de vida de pacientes con severas discapacidades y pueden representar un canal viable para interactuar con su entorno. Sin embargo, estos sistemas aún se encuentran en fase de desarrollo buscando mejoras tanto en términos de ingeniería como en la adaptación del sistema al usuario. Aquí, la Psicología puede colaborar con la ingeniería aportando conocimientos acerca de la persona, sus características y su aprendizaje.

De este modo, se presentan 3 estudios con el objetivo de propiciar mejoras en los sistemas BCI. En el primer estudio se propone el moldeamiento (Skinner, 1938), como una estrategia que busca optimizar el entrenamiento del usuario en BCI a partir de un procedimiento estándar, cambiando las contingencias progresivas para el mejor aprendizaje de las respuestas neuronales.

El segundo estudio busca verificar si la exposición del usuario a estímulos distractores ocasionaría un cambio en el manejo de un sistema BCI. Se compara aquí, la navegación en dos entornos virtuales (con y sin estimulación compleja) que simulan un entorno real.

El tercer estudio propone evaluar las características de tres teclados ortográficos virtuales (matriz *Speller*), contrastando éstas con el nivel de concentración del usuario.

Se concluye que la técnica de moldeamiento es bastante más eficaz para el entrenamiento en un sistema BCI. Por otro lado, se respalda el entrenamiento en entornos virtuales más complejos y cercanos a realidad. Y, por último, se recomienda el desarrollo de matrices ortográficas reducidas y con mayor dinamismo. Creemos que estudios como los aquí presentados contribuyen al desarrollo de un sistema BCI y confirman las aportaciones que la Psicología puede realizar en esta área tan innovadora.

ABSTRACT

A BCI (Brain Computer Interface) is an interface between the human brain and an artificial system, such as a computer, and is mainly based on the analysis of electroencephalographic signals (EEG). These interfaces allow the brain to use a new non-muscular channel for sending messages and commands to the external world. These systems improve the quality of life of patients with severe disabilities and may represent a viable channel to interact with their environment. However, these systems are still in development looking for improvements both in terms of engineering and adapting the system to the user. Here, psychology can work with engineering providing knowledge about the person, their characteristics and their learning. Thus, 3 studies are presented in order to facilitate improvements in BCI systems. In the first study, shaping (Skinner, 1938) is proposed as a strategy to optimize user training on BCI from a standard procedure, changing for the better progressive learning neural responses contingencies.

The second study sought to determine whether the user exposure to distracting stimuli would cause a change in the use of a BCI. Navigation is compared here in two virtual environments (with and without complex stimulation) that simulate a real environment.

The third study aims to evaluate the characteristics of three orthographic virtual keyboards (Matrix Speller), contrasting these in terms of the concentration level of the user. We conclude that the technique of shaping is much more effective for training in a BCI system.

Moreover, this study supports more complex virtual environment training and near to reality. And finally, the more reduced and dynamic orthographic matrices development are recommended. We believe that studies such as those presented here contribute to the development of a BCI system and confirm the contributions that psychology can make in this innovative area.

ÍNDICE

1. Introducción.....	29
2. Fundamentos técnicos.....	39
2.1. Actividad cerebral.....	39
2.2. Medida de las señales cerebrales.....	43
2.3. Electroencefalograma (EEG).....	45
2.4. Tipos de Señales EEG.....	48
2.4.1 Potencial evocado P300.....	49
2.4.2 Ritmos Cerebrales.....	51
3. Interfaces cerebro-computadora.....	53
3.1 Historia de los BCI.....	53
3.2. Psicología y los BCI.....	58
3.3. Aplicaciones.....	60
3.4. Entrenamiento.....	61
4. Factores humanos en los sistemas BCI.....	67
4.1. La cognición humana.....	68
4.1.1. Percepción y atención.....	71
4.1.2. Imaginación motora.....	73
4.2. Aprendizaje.....	74
4.2.1. Condicionamiento operante.....	76
4.2.2 Moldeamiento.....	78
4.2.3 Reforzamiento y <i>feedback</i>	80
5. Revisión de estudios anteriores.....	83
6. Objetivos de la tesis.....	109

6.1. Objetivos del primer experimento.....	110
6.2. Objetivos del segundo experimento.....	113
6.3. Objetivos del tercer experimento.....	115
7. Primer experimento.....	119
7.1. Introducción.....	119
7.2. Métodos.....	123
7.2.1 Participantes.....	123
7.2.2. Diseño.....	124
7.2.3. Situación de experimentación.....	125
7.2.4. Instrumentos.....	125
7.2.5. Procesado de la señal.....	126
7.3. Procedimientos.....	128
7.3.1. Análisis de la Señal.....	128
7.3.2. Descripción del ensayo.....	132
7.3.3. Procedimiento de moldeamiento.....	135
7.4. Resultados.....	141
7.4.1. Grupo de moldeamiento.....	142
7.4.2. Grupo control.....	150
7.4.3. Grupo de moldeamiento y Grupo control.....	155
7.5. Conclusiones del primer experimento.....	157
8. Segundo Experimento.....	161
8.1. Introducción.....	161
8.2. Método.....	164
8.2.1. Participantes.....	164
8.2.2. Diseño experimental.....	164
8.2.3. Instrumentos.....	166

8.2.4. Procesado de la señal.....	167
8.3. Procedimiento.....	167
8.3.1. Paradigma de Navegación.....	168
8.3.2. Entorno Virtual.....	171
8.2.3. Estimulo visuales y auditivos.....	174
8.4. Resultados.....	177
8.5. Conclusión del segundo experimento.....	185
9. Tercer experimento.....	189
9.1. Introducción.....	189
9.2. Método.....	195
9.2.1. Participantes.....	195
9.2.2. Diseño.....	196
9.3. Instrumentación.....	197
9.3.1. SpellerMod.....	198
9.3.2. SpellermodPred.....	200
9.3.3. SpellerT9.....	201
9.4. Procedimiento.....	203
9.5 Resultados.....	206
9.6 Conclusión del tercer experimento.....	214
10. Conclusiones generales.....	219
11. Líneas futuras de investigación.....	225
Anexo 1.....	229
Anexo 2.....	231
Referencias.....	233

LISTADO DE ACRÓNIMOS

BCI	<i>Brain-Computer Interface</i>
CLIS	<i>Complete Locked-in State</i>
EEG	<i>Electroencefalografía</i>
ELA	Esclerosis Lateral Amiotrófica
ERD	<i>Event-Related Desynchronization</i>
ERP	<i>Event-Related Potential</i>
ERS	<i>Event-Related Synchronization</i>
fMRI	<i>Functional Magnetic Resonance Imaging</i>
LDA	<i>Linear Discriminant Analysis</i>
MI	<i>Motor Imagery</i>
SCP	<i>Slow Cortical Potential</i>
SD	<i>Standard Deviation</i>
SMR	<i>Sensorimotor Rhythm</i>
SPSS	<i>Statistical Package for the Social Sciences</i>
VE	<i>Virtual Environment</i>
VR	<i>Virtual Reality</i>

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 2-1. Partes de una neurona.....	40
Figura 2-2. Estructura del encéfalo.....	42
Figura 2-3. Fotografía del instrumental.....	44
Figura 2-4. Sistema internacional 10-20.....	47
Figura 2-5. Matriaz Speller de Farwell y Donchin (1988).....	50
Figura 3-1. Los primeros registros de la señal EEG.....	54
Figura 3-2. Experimento de Carmena et al. (2003).....	56
Figura 3-3. Diagrama de bloque de un sistema BCI.....	57
Figura 3-4. Aplicaciones desarrollada por UMA-BCI.....	61
Figura 3-5. Ejemplo de entrenamiento en SMR-BCI.....	62
Figura 4.1. Esquema representativo de una concepción cognitiva sobre BCI.....	70
Figura 4.2. Esquema representativo de una concepción conductual sobre BCI.....	71
Figura 5-1. Espectro de potencias - Curvas de 5 a 22Hz.....	86
Figura 5-2. Paradigma de Graz y Ron-Angevin.....	87
Figura 5-3.- Esquema del “aparato de traducción del pensamiento” de Kubler et al. (2001).....	90
Figura 5-4. Etapas progresivas del experimento de Kubler et al. (2001).....	92
Figura 5-5. Experimento de Barbero-Jimenez, y Grosse-	

Wentrup,(2010).....	95
Figura 5-6. Entorno de máxima inmersión.....	100
Figura 5-7. Procedimiento experimental del estudio de Friedrich et al.,(2011).....	102
Figura 5-8. El experimento de Foldes y Taylor (2013).....	104
Figura 7-1. Espectro de potencias.....	129
Figura 7-2. Ejemplo de curvas de ERD/ERS.....	130
Figura 7-3. Ejemplo de Tasa de error $e(t)$	131
Figura 7-4. Ejemplo de clasificador LDA.....	132
Figura 7-5. El paradigma del y la temporización de cada ensayo.....	133
Figura 7-6. Usuario en el momento de prueba.....	134
Figura 7-3. Ejemplo de tipos de desplazamientos.....	137
Figura 7-8. Representación visual de los criterios para establecer las áreas positivas o negativas.....	138
Figura 7-9. Gráfica de las formas de desplazamiento.....	141
Figura 7-10. Promedio del área en los 8 bloques del grupo de moldeamiento en la tarea de imaginación de mano derecha.....	144
Figura 7-11. Promedio del área en los 8 bloques del grupo de moldeamiento en la tarea de estado de reposo.....	145
Figura 7-12. Resultados de la tabla 7-6 para el grupo de moldeamiento...	150
Figura 7-13. Promedio del área en los 8 bloques del experimento para cada participante del grupo control en la tarea de imaginación de mano derecha.....	151
Figura 7-14. Promedio del área en los 8 bloques del experimento para cada participante del grupo control en la tarea de estado de reposo.....	151
Figura 7-15. Resultados de la tabla 7-10 para el grupo control.....	155

Figura 7-16. Gráfico del área total para cada grupo para la tarea de imaginación de mano derecha.....	156
Figura 7-17. Gráfico del área total para cada grupo para la tarea de estado de reposo.....	156
Figura 8-1. (a) Interfaz NC y (b) Interfaz IC.....	169
Figura 8-2. Control en el estado IC.....	171
Figura 8-3. <i>Feedback</i>	173
Figura 8-4. Estímulos distractores.....	175
Figura 8-5. Estímulos distractores.....	177
Figura 9-1. Spellermod.....	199
Figura 9-2. SpellermodPred.....	200
Figura 9-3. SpellerT9.....	203
Figura 9-4. Gráfica del rendimiento en relación al tiempo total.....	209
Figura 9-5. Gráfica del rendimiento en relación al número de errores.....	210

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 7-1. Banda de Frecuencias e instantes de mínimo error.....	142
Tabla 7-2. Actualización del índice (%) de Moldeamiento.....	143
Tabla 7-3. Coeficiente de correlación de Pearson (R) para el grupo de moldeamiento.....	146
Tabla 7-4. Resultados del ANOVA del grupo con moldeamiento para cada una de las tareas realizadas por los diferentes sujetos.....	147
Tabla 7-5. Wilcoxon test para el grupo de moldeamiento.....	148
Tabla 7-6. Medias del área acumulada para el primero y octavo bloque.....	149
Tabla 7-7. Coeficiente de correlación de Pearson (R) para el grupo control.....	152
Tabla 7-8. Resultados del ANOVA del grupo control para cada una de las tareas realizadas por los diferentes sujetos.....	153
Tabla 7-9. Wilcoxon test para el grupo control.....	154
Tabla 7-10. Medias del área acumulada para el primero y octavo bloque.....	154
Tabla 8-1. Orden de ejecución en los entornos virtuales, banda de frecuencia e instante de mínimo error.....	178
Tabla 8-2. Análisis de frecuencias de aciertos.....	180

Tabla 8-3.Resultados de las selecciones de comandos en las 4 ejecuciones.....	182
Tabla 8-4. Continuación de los resultados de las selecciones de comandos en las 4 ejecuciones.....	183
Tabla 9-1. Variables medidas para cada participante en los tres <i>Speller</i>	208
Tabla 9-2. Media de respuestas en cada uno de los ítems sobre usabilidad en función del sistema <i>Speller</i> utilizado.....	212

1 - INTRODUCCIÓN

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. En el futuro, una de las aplicaciones más importantes de los sistemas BCI podría darse en el campo de la medicina y más concretamente en la rehabilitación, contribuyendo al establecimiento de un canal de comunicación y control para aquellos individuos con importantes deficiencias en sus funciones motoras pero que no presentan trastornos a nivel cerebral (Birbaumer, 2006).

La necesidad de la comunicación puede ser una prioridad para las personas con graves discapacidades, tales como el síndrome de enclaustramiento (CLIS, *complete locked-in State* del inglés), en el que la persona está completamente paralizada y es incapaz de hablar. En consecuencia, los sistemas BCI posibilitan varios métodos de comunicación asistencial, que van desde la simple capacidad binaria (sí/no) (Wolpaw, McFarland, y Vaughan, 2000), aplicaciones icónicas (Kennedy, Bakay, Moore, Adams y Goldthwaite, 2000) y teclados ortográficos virtuales (Donchin, Spencer y Wijesinghe, 2000). Otra de las aplicaciones clave para la tecnología del sistema BCI es la restauración de movimiento para personas

Capítulo 1

con discapacidad motriz como una prótesis de mano (Pfurtscheller et al., 2000), o bien hasta el desarrollo de una silla de ruedas controlada por la señal EEG (Tanaka, Matsunaga, Wang, 2005). Estos usuarios, afectados por alguna discapacidad motora severa, son a menudo confinados en sus hogares. Los sistemas BCI pueden proporcionar medios eficaces para el control de sus entornos (por ejemplo, el control de la temperatura ambiente, la luz, camas eléctricas, TV, etc.), incrementando su bienestar y el sentido de independencia (Gao, Xu, Cheng, y Gao, 2003; Cincotti et al., 2008). Por otro lado, los sistemas BCI son un campo de rápido crecimiento en el área del ocio. Algunos investigadores se han centrado recientemente en la aplicación de sistemas BCI a los juegos para su uso por personas sin problemas motores. Los estudios han mostrado ejemplos de aplicaciones de sistemas BCI en juegos tan conocidos como "Pacman" (Reuderink, Nijholt, y Poel, 2009), "Pinball" (Tangermann et al., 2009), "Tetris" (Pires et al., 2011), y "*World of Warcraft*" (Van de Laar et al., 2013), así como muchos otros que aparecen como novedades comerciales cada día. También existen proyectos financiados por gobiernos, como los de los EEUU, que desarrollan estudios para utilizar en las fuerzas militares, especialmente en el manejo de cascos BCI para complementar el manejo de aviones, drones y vehículos a distancia.

Una de las particularidades de este tipo de interfaces, es que son capaces de determinar un estado neuronal general a partir de las señales electroencefalográficas (EEG) disponibles, pudiendo de esta forma proveer a una persona de un alfabeto mínimo de comunicación, básicamente como activación/desactivación de una zona cerebral o de una frecuencia de onda determinada. Para lograr este propósito con cierto éxito, es necesario que el sistema discrimine al menos dos señales bioeléctricas diferentes. Las señales

EEG en el sistema BCI pueden ser obtenidas a través de la realización de distintas tareas cognitivas, bien imaginando actividades, movimientos o situaciones determinadas (Neuper, Sherer, Wriessnegger y Pfurtscheller, 2009).

Pueden detectarse diferentes tipos de señales EEG, dando como resultado diferentes tipos de sistemas BCI. Algunos analizan la respuesta del cerebro ante estímulos dados, estos son los denominados sistemas BCI basados en "potenciales relacionados con eventos" o ERP (*Event-Related Potentials*) (Kubler y Muller, 2007). Otros sistemas procesan las señales EEG generadas como consecuencia de pensamientos voluntarios; entre estos, los más extendidos son los sistemas BCI basados en "ritmos sensorimotors" (también sensoriomotors y sensitivomotors) o SMR (*Sensorimotor Rhythms*).

En líneas generales la estructura de un sistema BCI está basada en la adquisición, amplificación, digitalización y el procesamiento de patrones EEG que son generados por una persona al realizar una tarea cognitiva. En la etapa de salida, las señales son transformadas en unos comandos externos, proporcionando a su vez una retroalimentación (*feedback*) hacia el sujeto que, actúa como reforzador de esas señales y permite incrementar el proceso de aprendizaje.

Si bien es cierto se está llevando a cabo un gran esfuerzo de investigación, existen algunos aspectos que aún no han sido abordados con la intensidad que se merecen y en especial, aquéllos relacionados con la persona, sus comportamientos y los aspectos psicológicos involucrados en la interacción entre la persona y la máquina.

El entrenamiento requerido para manejar un sistema BCI requiere un

Capítulo 1

esfuerzo considerable. La comunidad científica en relación a estos sistemas tiene como uno de sus objetivos un sistema que permita a estos pacientes dirigir una silla de ruedas a través del control de sus señales EEG, ofreciéndoles una mayor autonomía en el desplazamiento. Actualmente son muy pocas las investigaciones llevadas a cabo relacionadas con esta aplicación, siendo mucho más importante el esfuerzo dedicado a la búsqueda de algoritmos de procesamiento de señales EEG. La atención sostenida, la motivación, el cansancio, la distracción (Neumann y Kubler, 2003), la ansiedad y la capacidad de imaginación (da Silva-Sauer, Valero-Aguayo, Velasco-Álvarez y Ron-Angevin, 2011b), son algunos de los factores que pueden afectar a la capacidad para controlar las señales EEG. Dichos factores han de ser tenidos en cuenta a la hora de establecer un protocolo de entrenamiento que garantice un aprendizaje más eficaz, más aún si se tiene en cuenta que la aplicación final busca el control de una silla de ruedas a través de un sistema BCI en un entorno real de la vida diaria.

Los experimentos de esta Tesis Doctoral han sido desarrollados en el Departamento de Tecnología Electrónica de la E.T.S.I. Telecomunicación de la Universidad de Málaga. Los tres experimentos están integrados en los objetivos de dos proyectos de investigación con financiación pública. El primero es el proyecto "BRAINS - Sistema de interacción para discapacitados", un proyecto de excelencia financiado por la Junta de Andalucía (referencia P07-TIC03310). El segundo es el proyecto "INCADI - Interfaces Cerebrales Aplicadas a personas con Discapacidad", proyecto financiado por el Ministerio Español de Economía y Competitividad y por los fondos FEDER de la Unión Europea (referencia TEC2011-26395).

Como una parte de estos proyectos, las investigaciones buscaban la implementación de una silla de ruedas robótica controlada por señales EEG utilizando un sistema SMR-BCI. Para lograr estos objetivos, y desarrollar progresivamente mejores instrumentos y adaptaciones hombre-máquina en BCI, la Psicología ha colaborado tanto en aportación teórica como técnica, realizando investigaciones y hallazgos que se han hecho públicas en numerosos congresos y publicaciones especializadas.

Por un lado, en uno de los experimentos anteriores del grupo se ha logrado obtener una medida objetiva a partir del análisis de las señales EEG en estudios de grupos, que ha posibilitado tomar decisiones más objetivas sobre la relación señal neuronal si/no en esos registros. Lo que a su vez ha permitido estudiar los factores psicológicos implicados en el control del sistema, tales como las capacidades atencionales, imaginación motora y visual, grado de ansiedad, grado de motivación, etc. (da Silva-Sauer, Valero-Aguayo, Velasco-Álvarez y Ron-Angevin, 2011b). También se ha colaborado en el estudio de la transición del *feedback* visual a auditivo para que el usuario pudiese moverse con más autonomía en ambientes externos (Velasco-Álvarez et al., 2011). Otros estudios del grupo han desarrollado interfaces de navegación que posibilitan controlar un robot en cuatro direcciones a través solamente dos tareas cognitivas (Ron-Angevin, Velasco-Álvarez, Sancha-Ros y da Silva-Sauer, 2011).

De igual forma, se han propuesto técnicas para la optimación del entrenamiento basadas en el aprendizaje y el feedback (da Silva-Sauer et al., 2013). Este trabajo se ha presentado inicialmente en forma de póster en el 6^a *Congresso Brasileiro de Cérebro, Comportamento e Emoções en Brazil* (da Silva-Sauer et al., 2010). Por otro lado, Valero-Aguayo, da Silva-Sauer,

Capítulo 1

Velasco-Álvarez y Ron-Angevin (2009), han presentado un póster que aborda las implicaciones de la ansiedad e imaginación en una interfaz cerebro-ordenador, en la *XVI Reunión Anual de la SEAS*, en Madrid. El trabajo extendido con los resultados de los dos estudios mencionados se ha publicado en la revista *Psicothema* (da Silva-Sauer, Valero-Aguayo, Velasco-Álvarez y Ron-Angevin, 2011b).

También se ha colaborado en cuanto al diseño y variables a medir en un estudio que utiliza todos estos recursos humanos previamente investigados para posibilitar al usuario controlar un robot real por un laberinto (Velasco-Álvarez, Ron-Angevin, da Silva-Sauer y Sancha-Ros, 2013).

En la combinación de los conocimientos en SMR-BCI y las técnicas de procesamiento de señales EEG, el grupo de investigación ha propuesto una adaptación a la matriz *Speller* propuesta originalmente por Farwell and Donchin (1988). La adaptación de la matriz original 6x6 reproduce los teclados T9 (3x4), usados para los primeros teléfonos móviles con servicio de mensajería. La propuesta reduce el tiempo para la escritura, además de generar más motivación al usuario. El trabajo "*A Brain-Computer Interface Speller with a Reduced Matrix: A Case study in a Patient with Amyotrophic Lateral Sclerosis*" (Ron-Angevin, Varona-Moya, da Silva-Sauer, y Carrión-Robles, 2014), describe el uso de dicha matriz por una persona afectada por Esclerosis Lateral Amiotrófica (ELA), y ha sido presentado en el COGNITIVE 2014, en Venecia, Italia, y ha ganado el premio "*best paper*" de esta conferencia.

El estudio preliminar que fundamenta el primer estudio de esta tesis ha sido presentado en el *Sixth International Conference of the Association for Behavior Analysis International (ABAI)*, en Granada, España (da Silva-Sauer,

Valero-Aguayo, Velasco-Álvarez y Ron-Angevin, 2011a) y el artículo ha sido publicado en la revista *Brazilian Journal of Biomedical Engineering* (da Silva-Sauer et al. 2013). Como contribución reciente, el primer experimento de esta tesis ha sido presentado ya en el 9th FENS (*Federation of European Neuroscience Societies*), Forum of Neuroscience en Milán (da Silva-Sauer, Valero-Aguayo, Velasco-Álvarez y Ron-Angevín, 2014).

Basados en toda esta experiencia previa, por lo tanto, se presentan aquí tres estudios experimentales cuyo propósito general es estudiar la influencia de factores psicológicos en el procedimiento de obtención de señales EEG y manejo de un sistema BCI.

Además de proporcionar la colaboración entre Ingeniería y Psicología, el principal objetivo es ayudar en el desarrollo y evaluación de un sistema BCI por imaginación motora, permitiendo al individuo controlar de forma voluntaria, y a través de su actividad cerebral, una silla de ruedas en un entorno real, garantizándole un periodo de entrenamiento reducido y una alta fiabilidad en el control de distintos comandos de navegación. El sistema BCI se trata de una interfaz de usuario y la Psicología es una ciencia que estudia al individuo así como su interacción con su entorno. De esta forma, la aportación de la Psicología sería adaptar y favorecer la interacción entre la persona y la máquina.

El objetivo del primero estudio tratará de probar la eficacia de una técnica psicológica de aprendizaje, como es el moldeamiento por aproximaciones sucesivas denominado “*shaping*” (Skinner, 1938/1979) adaptado a cada tarea cognitiva, con el fin de lograr una mejor respuesta neuronal diferenciada, con menos errores y menos tiempo en su aprendizaje, comparándolo con el procedimiento ya estandarizado del entrenamiento en

Capítulo 1

un sistema BCI que de forma habitual ya se utilizaba en el laboratorio del grupo, propuesto por Ron-Angevin y Díaz-Estrella (2009a).

El segundo estudio tiene el objetivo de evaluar si la presencia de estímulos distractores resulta un factor determinante en el manejo del usuario en un sistema BCI. Para eso se ha desarrollado un entorno virtual que simula una situación próxima a un paseo real por un parque. Estos dos primeros estudios buscan mejorar los procedimientos necesarios para poner en marcha el control de una silla de ruedas a través de un sistema SMR-BCI, una aplicación desarrollada y evaluada en el seno del proyecto INCADI.

Por su parte, en el último estudio tiene como objetivo estudiar la influencia de variables psicológicas como la atención y concentración en el manejo de una interfaz que posibilita la comunicación escrita, en este caso mediante el potencial evocado P300, con base en distintas matrices ortográficas conocidas como "*Spellers*", propuesta por Farwell y Donchin (1988). Este estudio, por su parte, busca utilizar las variables psicológicas como evaluación de la interacción hombre-máquina para poder comparar tres sistemas de escritura *Speller* diferentes.

La estructura de esta Tesis Doctoral es la que sigue:

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

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

En el Capítulo 4 se hará un repaso a los factores humanos que están implicados en la interacción entre la persona y la máquina, conceptos acerca de la conducta humana y formas de aprendizaje.

En el Capítulo 5 se revisan los estudios psicológicos que han utilizado el sistema BCI en sus distintas vertientes como campo de experimentación y como aplicación en rehabilitación o adaptación a personas con discapacidad.

En el Capítulo 6 se detallan los objetivos de esta tesis, lo que investiga y busca con cada uno de los tres experimentos que se han realizado.

En los Capítulos 7 a 9 se describen los tres experimentos llevados a cabo en esta tesis doctoral, detallando en cada uno los objetivos, la metodología llevada a cabo, así como los resultados y conclusiones que se han obtenido específicamente en cada uno de ellos.

Finalmente, en el Capítulo 10 se presentan las conclusiones generales obtenidas a partir de esta investigación y su utilidad para el desarrollo de los sistemas BCI. Se discuten también mejoras a los sistemas BCI a partir de las aportaciones de esta tesis, y en el Capítulo 11 las líneas de investigación que continúa este grupo de investigación y proyecciones de futuro de esta tecnología.

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

Capítulo 1

2 - FUNDAMENTOS TÉCNICOS

Siempre que movemos una parte de nuestro cuerpo, activamos en nuestro cerebro una cadena de neuronas responsables por esa tarea motora. Pero también cuando pensamos en mover esa parte del cuerpo, activamos esa misma cadena de neuronas motoras. Los cambios de voltajes generados por las sinapsis originan diminutos campos eléctricos que irradian a través del tejido cerebral, el cráneo y la piel, pudiendo ser captados mediante electrodos pegados a la superficie del cuero cabelludo. En este capítulo daremos un breve repaso a los aspectos técnicos necesarios para comprender cómo funcionan los sistemas BCI. Trataremos de explicar cómo funciona a nivel biológico el cerebro humano, qué propiedades de éste permiten que tecnológicamente se pueda detectar su actividad mediante electrodos y qué tipo de señales se registran en un BCI, para poder activar con ellas otro mecanismo informático.

2.1 Actividad cerebral

El cerebro es uno de los sistemas más complejos del universo. Un cerebro adulto pesa aproximadamente 1,4Kg y contiene unos cien mil millones de neuronas. Las neuronas (Figura 2-1), tienen fibras largas y cortas

Capítulo 3

que establecen contacto con los somas de otras neuronas, habiendo en el cerebro más o menos mil billones de conexiones entre las células. De esta forma, las neuronas funcionan como pequeñas baterías. Hay una diferencia de voltaje (casi una décima de voltio) entre el interior y el exterior de la célula, siendo el interior más negativo. Cuando una neurona se activa, descarga un impulso denominado "potencial de acción", estos potenciales son los responsables de la comunicación entre neuronas, conocidos como el "lenguaje del cerebro", y son los responsables de producir esa actividad eléctrica cerebral (Blakemore y Frith, 2005).

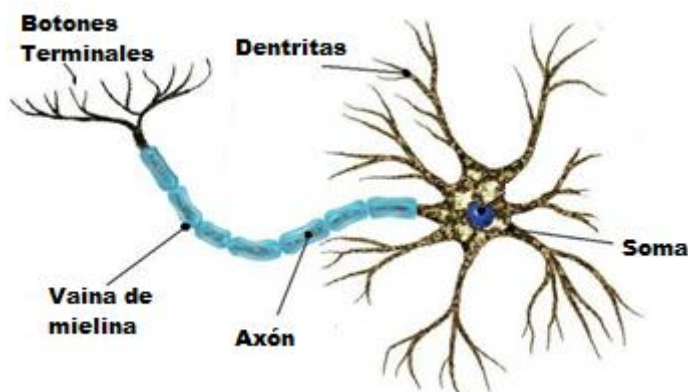


Figura 2-1. Partes de una neurona. El axón de la mayoría de las neuronas está cubierto por una vaina de mielina, la cual acelera la transmisión de impulsos por el axón. Los botones sinápticos de las dendritas son los puntos de contacto entre las neuronas.

El sistema nervioso está constituido por el encéfalo y la medula espinal, que tienen en común la función de integrar y regular rápidamente el funcionamiento del cuerpo. Está compuesto por células capaces de detectar variaciones de energía, transformándolas en señales químicas y eléctricas, y

transmitiéndolas rápidamente a otras partes del propio sistema integrador del organismo: el sistema endocrino.

El encéfalo es la parte del sistema nervioso central situada dentro de la cavidad craneal (Figura 2-2.). Está rodeado por las meninges y consta de sustancia gris y sustancia alba. La sustancia gris constituye la corteza cerebral situada superficialmente y corresponde a lo cuerpo neuronales; la sustancia alba se sitúa por dentro de la sustancia gris y corresponde a las neurofibras que, por ser mielinadas, le confieren su color blanco. El encéfalo puede dividirse en tres partes: cerebro, tronco encefálico y cerebelo.

El cerebro está formado por dos hemisferios cerebrales, derecho e izquierdo, separados parcialmente por una hendidura o fisura profunda, la fisura longitudinal, en cuyo fondo se encuentran las fibras comisurales del cuerpo calloso que unen entre partes similares ambos hemisferios. Cada hemisferio puede ser dividido en los lóbulos frontal, parietal, temporal y occipital, relacionados formalmente con los huesos homónimos del cráneo. La capa más externa del cerebro se denomina corteza (Figura 2-2). Los núcleos basales son masas de sustancia gris situadas en medio de la sustancia blanca y corresponden a cuerpos neuronales. Se encuentran en cada hemisferio cerebral y en conjunto constituyen el cuerpo estriado. Son estaciones de relevo de las vías motoras y sensoriales; por su conexión con las vías motora y propioceptiva juegan un papel en la coordinación del tono muscular, en la ejecución de los movimientos automáticos asociados a los movimientos voluntarios (p.ej., movimientos de los miembros superiores al caminar) y en la producción de gestos faciales asociados con las emociones.

El tronco encefálico conecta la medula espinal con el cerebelo y el cerebro. Las principales funciones del cerebelo se relacionan con el

Capítulo 3

movimiento y el equilibrio. Controla el tiempo y la fuerza de la contracción de los músculos, así como la sinergia entre la contracción de los músculos agonistas y la relajación de los antagonistas.

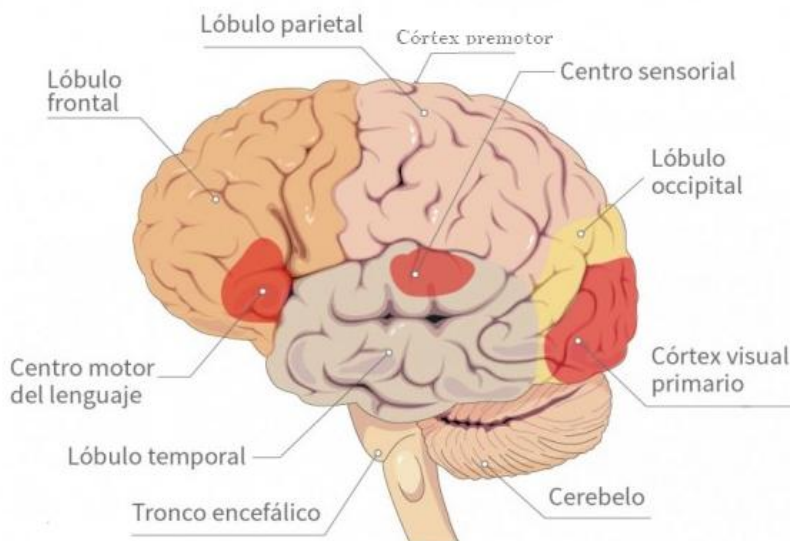


Figura 2-2. Estructura del encéfalo. En la figura, el cerebro se encuentra dividido en los lóbulos y algunas cortezas.

La actividad cerebral asociada a distintas funciones puede ligarse a ciertas áreas concretas de la corteza cerebral. Casi toda la información del cerebro pasa de modo contralateral. Así pues, un contacto en el brazo izquierdo es procesado por el lado derecho de la corteza motora en el cerebro, y la visión del objeto en el lado derecho de un individuo es enviada a la corteza visual izquierda para ser procesada. Esto es válido para todos los sentidos menos el olfato. El cerebelo, sin embargo, controla el movimiento del mismo lado del cuerpo.

2.2 Medida de las señales cerebrales

Tomar registros de la actividad neuronal en el cerebro humano es difícil debido a que tienen una amplitud muy pequeña. Para registrarla existen diversos métodos no invasivos que miden la actividad de grupos de miles o millones de neuronas conectadas entre sí en regiones cerebrales concretas.

Los cambios de voltaje dentro de todas las neuronas activas originan diminutos campos eléctricos que irradian a través del tejido cerebral, el cráneo y la piel, pudiendo ser captados mediante electrodos pegados a la superficie del cuero cabelludo. En la Figura 2.3 se presenta el aparataje necesario para la medida superficial. Estos registros constituyen lo que se conoce como señal electroencefalográfica (EEG). El EEG mide la actividad eléctrica de una población de neuronas en la superficie del cuero cabelludo. Para detectar una señal, hace falta que estén activas muchos miles de neuronas a la vez, lo que se conoce como sincronización neuronal.

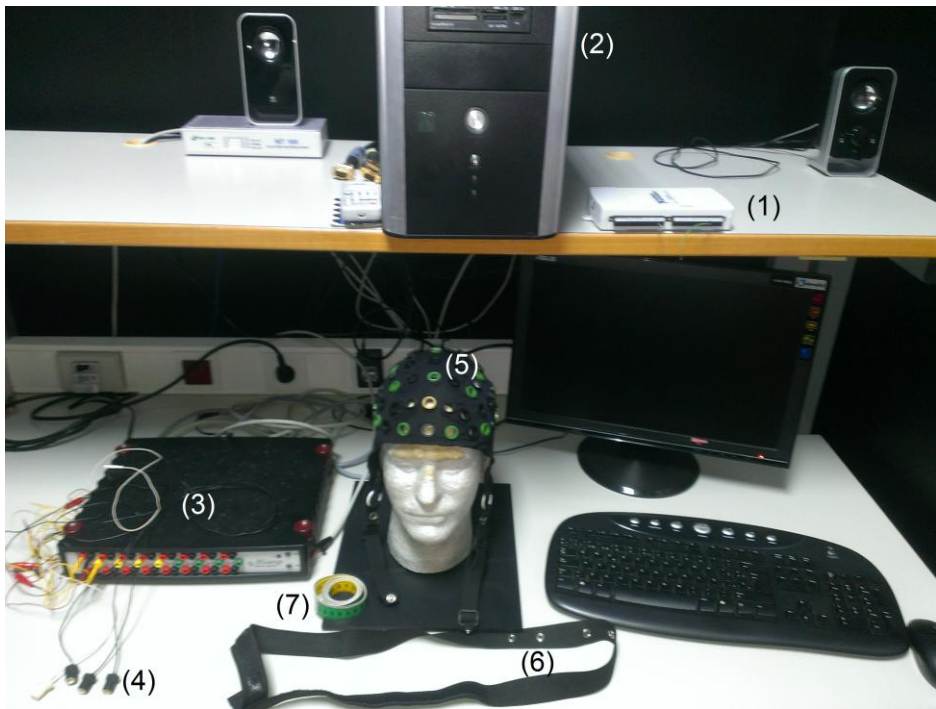


Figura 2-3. Fotografía del instrumental. Ese ha sido el aparataje utilizado en esta tesis para el registro de la señal EEG: (1) tarjeta de adquisición de datos, (2) ordenador, (3) amplificador de la señal, (4) electrodos, (5) gorro de electrodos, (6) cinta para sujetar el gorro y (7) cinta métrica para medir la posición del gorro en la cabeza del 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 correlacionadas o asociadas a diferentes estados cognitivos (Keirn y Aunon, 1990). Una de las particularidades de este tipo de interfaces es que son capaces de determinar un estado neuronal general a

partir de las señales EEG disponibles, pudiendo de esta forma proveer a un individuo de un alfabeto mínimo de comunicación, básicamente como activación/desactivación de una zona neuronal o de una frecuencia de onda determinada. Para lograr este propósito con cierto éxito, es necesario que la persona tenga un buen control del procedimiento cognitivo de imaginación para lograr un control neuronal suficiente que discrimine al menos dos señales bioeléctricas diferentes. Las señales EEG en el sistema BCI son obtenidas a través de la realización de distintas tareas cognitivas, bien imaginando actividades, tareas o situaciones determinadas (Birbaumer et. al., 1998; Hassan, Ali y Eladawy, 2008; Neuper, Sherer, Wriessnegger y Pfurtscheller 2009). Básicamente los estudios basados en tareas cognitivas utilizan la imaginación de alguna tarea motora que puede ser imaginada de forma visual o cenestésica. Como ejemplo de tareas motoras, imaginación de abrir y cerrar la mano (izquierda o derecha), imaginación de mover el pie (izquierdo o derecho) e imaginación de mover la lengua. Otras formas de control, por ejemplo, utilizan cálculos mentales (resta y suma), el proceso cognitivo de formar palabras e imaginarse estados emocionales.

2.3 Electroencefalograma (EEG)

Se denomina electroencefalograma (EEG) a la exploración neurofisiológica que se basa en el registro de la actividad bioeléctrica cerebral captada en el cuero cabelludo.

Capítulo 3

Aunque estas señales varían mucho entre personas, pueden detectarse ciertos patrones que son comunes a la mayoría de la población. Por esto, la actividad registrada se ha usado ampliamente en el diagnóstico de varias afecciones del sistema nervioso, en especial de la epilepsia, pues éstas provocan cierto tipo de anormalidades en los registros de ondas EEG (Kubler y Muller, 2007).

La traducción de los patrones de la señal EEG también se ha utilizado como la caracterización de un “estado mental” o “proceso cognitivo” concretos, y así generar el *neurofeedback* al usuario necesario para cambiar ese “estado mental”. En un estudio actual, Escolano et al. (2014) investigan si el *neurofeedback* puede mejorar la memoria de trabajo en el rendimiento en pacientes con el trastorno depresivo mayor. Al correlacionar patrones del EEG con análisis clínicos pre y pos tests los autores concluyen sobre la eficacia del *neurofeedback* para mejorar el rendimiento de la memoria de trabajo en pacientes con trastorno depresivo mayor. La señal EEG también un instrumento válido para estudios relacionados el sueño. Por ejemplo, el estudio reciente de Voss et al. (2014), en el que demuestran una vinculación entre la actividad de la señal EEG y la percepción consciente en sueños.

Otro campo en el que las señales EEG son de gran utilidad es en el de los sistemas BCI, dado que existe cierto tipo de señales EEG que varían según los estados cognitivos del sujeto, o las reacciones automáticas del cerebro ante ciertos estímulos.

La medida de señales EEG está fuertemente relacionada con las distintas áreas del cerebro en las que se produce actividad neuronal, por lo que las posiciones habituales donde se colocan los electrodos responden a un estándar internacional conocido como el ‘Sistema Internacional 10-20’ (Jasper, 1958). Los números ‘10’ y ‘20’ hacen referencia al hecho de que las

distancias entre las posiciones de los electrodos suponen bien el 10% o el 20% de la distancia total del cráneo en sentido longitudinal o transversal (Figura 2-4). Las marcas que determinan esta distancia son el *nasion* (intersección del hueso frontal de la nariz) y el *inion* (proyección del hueso occipital de la parte posterior inferior del cráneo) en la dimensión longitudinal, y los orificios de las orejas en la transversal (puntos A1 y A2).

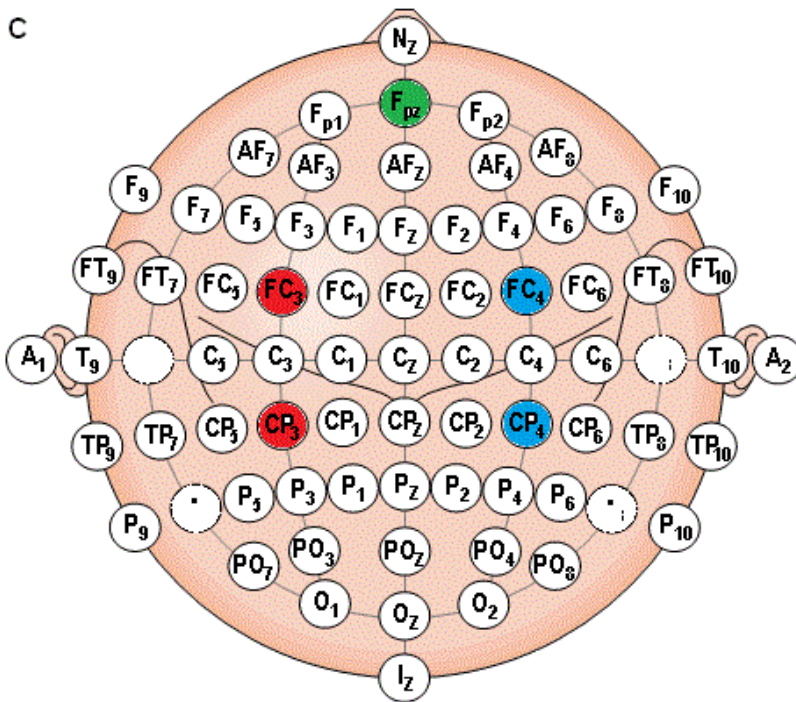


Figura 2-4. Sistema internacional 10-20.

Las posiciones de los electrodos vienen identificadas por una letra y un número (en su mayoría). La letra corresponde al lóbulo o zona donde está dicha posición ('F', lóbulo frontal; 'P', lóbulo parietal; 'T', lóbulo temporal; 'O', lóbulo occipital; 'C', área central; 'Fp', polo frontal) y un número que

Capítulo 3

indica el hemisferio (pares para el derecho, impares para el izquierdo). La letra ‘Z’ en lugar de un número indica las posiciones en la línea central del cerebro, la unión entre el *nasion* y el *inion*.

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

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

2.4 Tipos de Señales EEG

Los sistemas BCI pueden ser exógenos, los estímulos de la señal EEG son externos a la persona y son los que provocan la respuesta neuronal, como

los sistemas BCI basados en potenciales evocados (P300); y endógenos, donde los estímulos parten de la persona al realizar alguna actividad cognitiva voluntaria, tal como los sistemas BCI que utilizan los ritmos cerebrales. Se trata de señales eléctricas captadas en el mismo sitio, pero cuyo origen es bien diferente. Unas pueden ser provocadas por pensamientos conscientes, otras por reacciones involuntarias a estímulos, otras se alteran debido al estado cognitivo del individuo en cada momento específico. En los siguientes apartados se hará un breve resumen de las más señales más utilizadas en la investigación BCI. Pueden obtenerse más detalles en Andreassi (2006).

2.4.1 Potencial evocado P300

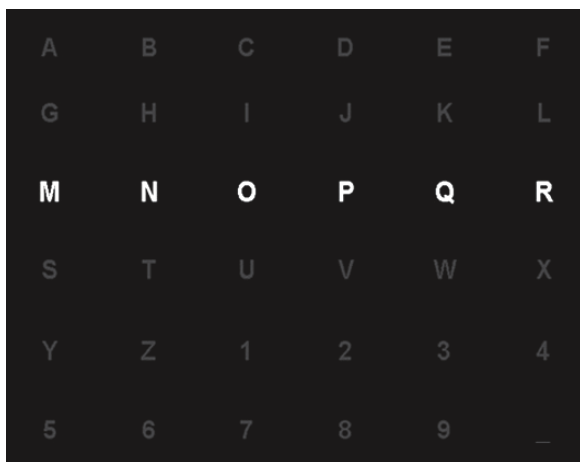
Esta señal es un tipo de Potenciales Relacionados con Eventos (*Event-Related Potentials*, ERP) y son unos cambios de potencial en la señal EEG que se producen antes, durante o después de un evento psicológico, motor o sensorial (Kubler & Muller, 2007). El P300 se obtiene de una manera natural, por una deflexión positiva del electroencefalograma (EEG), apareciendo típicamente cerca de 300 ms después de la presentación de un estímulo inesperado. Por lo tanto, el sistema BCI basado en el P300 no requiere un entrenamiento intensivo.

Los usuarios deben simplemente ser conscientes de un estímulo que está asociado con una determinada opción, ya que se presenta entre otros estímulos irrelevantes. Esto provoca una actividad cerebral que es lo

Capítulo 3

suficientemente sistemática como para ser generalmente clasificada con gran precisión.

El primer paradigma basado en P300-BCI con el propósito de permitir la comunicación fue el desarrollado por Farwell y Donchin (1988) que lo denominaron “teclado virtual ortográfico”. En su propuesta, los autores presentaban una matriz de 6x6 que incluía símbolos ortográficos. Sus filas y columnas se intensificaban al azar por un tiempo determinado, durante el cual se debía contar el número de veces que se había intensificado el símbolo elegido. Eran estas intensificaciones o parpadeos infrecuentes lo que provocaban el P300. Una vez que la secuencia de intensificación se terminaba, el símbolo perteneciente a la fila y columna que producía el mayor P300 fue considerado como el símbolo deseado y se mostraba al usuario (Figura 2-5).



A	B	C	D	E	F
G	H	I	J	K	L
M	N	O	P	Q	R
S	T	U	V	W	X
Y	Z	1	2	3	4
5	6	7	8	9	—

Figura 2-5. Matriz Speller de Farwell y Donchin (1988). Paradigma de una matriz compuesta por 6 fila y 6 columnas. Tomado de Farwell y Donchin (1988).

La eficacia de la ortografía visual se apoya en varios estudios que han sido probados no sólo con los usuarios sanos (Bianchi et al., 2010; Donchin, Spencer y Wijesinghe, 2000; Krusienski et al., 2008), sino también con los usuarios afectados por algún tipo de discapacidad motora (Mak et al., 2012; Sellers y Donchin, 2006;). Sin embargo, la velocidad de estos sistemas de comunicación sigue siendo inferior a otras alternativas de asistencia tecnológica para la comunicación. Puesto que además es una medida de superficie, otro problema añadido es localizar el origen de los potenciales neurales que se registran en P300. Estas dificultades se superan mediante la aplicación de métodos computacionales que permiten estimar la localización, orientación, y la magnitud de dipolos "equivalentes", cuya actividad puede resultar en la actividad eléctrica observada en el cuero cabelludo.

2.4.2 Ritmos Cerebrales

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

Capítulo 3

Los ritmos cerebrales μ (en una frecuencia de 8-12Hz) y β (13-28Hz), son patrones eléctricos que se observan en el estado de vigilia y se registran principalmente en la zona sensoriomotora (Wolpaw, McFarland y Vaughan, 2000). La ventaja de este tipo de sistema de registro es que con él se pueden comprobar los cambios en las señales EEG captadas durante algún tipo de *Imaginación Motora (IM)*. Estos cambios consisten en la comparación de ondas por: (1) el decrecimiento contralateral de la amplitud en ciertos intervalos de frecuencias, denominado *Event-Related Desynchronization* (ERD); y (2) el aumento ipsilateral de la amplitud de esos intervalos, denominado *Event-Related Synchronization* (ERS) (Neuper, Wortz y Pfurtscheller, 2006; Pfurtscheller y Lopes da Silva, 1999).

Una particularidad de estos ritmos es que presentan poca variabilidad intra-sujeto; es decir, que en distintas sesiones una persona tiende a presentar el mismo efecto ERD/ERS y en la misma banda de frecuencia. Sin embargo, sí que aparece una mayor variabilidad inter-sujeto: no todas las personas presentan los mismos patrones (dependiendo del tipo de imaginación motora, o de la parte del cuerpo involucrada en la imaginación motora, por ejemplo, puede aparecer una ERS donde se esperaba una ERD). Por ello, es necesario detectarlos e identificarlos, "caracterizándolos" en una fase inicial de calibración (Neuper, Scherer, Reiner y Pfurtscheller, 2005).

3 - INTERFACES CEREBRO-COMPUTADORA

Describiremos a continuación cómo se ha desarrollado la tecnología de los BCI, que es muy reciente, describiendo el tipo de investigaciones aparecidas con animales y humanos que más tienen que ver con los objetivos de esta tesis, en sus aspectos más psicológicos.

3.1 Historia de los BCI

En la historia del BCI los primeros registros electroencefalográficos fueron realizados en 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 de actividad del individuo (Wolpaw et al., 2004). Sus primeros estudios concluyeron que cuando una persona 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 llamó onda alfa. Por otro lado, cuando esa persona estaba realizando algún tipo de actividad

Capítulo 3

cognitiva o “mental”, mostraba una onda de mayor frecuencia y menor amplitud que la alfa, la cual denominó onda beta (Figura 3-1). Estos descubrimientos marcarían el origen del principio básico de los BCI. Las interfaces cerebro-computadora se basan en el análisis de las señales procedentes de la actividad eléctrica del cerebro, especialmente de las señales electroencefalografías (señales EEG), las cuales pueden ser modificadas de forma intencionada por el usuario.

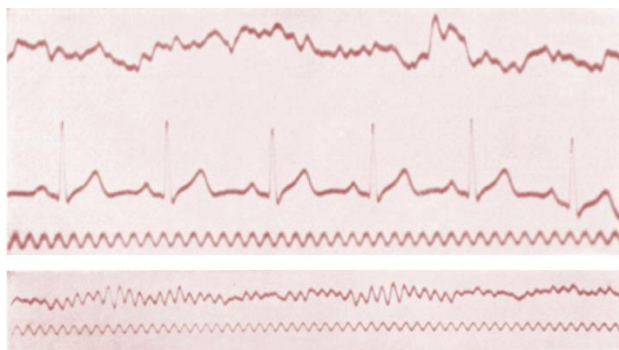


Figura 3-1. Ejemplo de los primeros registros de la señal EEG. Los registros hechos por Hans Berger (1929). Se observa las ondas alfa (ondas superiores, de mayor amplitud) y la beta (ondas inferiores, de mayor frecuencia). Tomado de internet.

Los primeros intentos originales para proporcionar a los usuarios *feedback* derivados de sus propias señales EEG se hicieron en la década de los 60 y 70. Principalmente, fueron intentos destinados a permitir que los participantes humanos lograsen el control voluntario sobre los ritmos cerebrales. En Nowlis y Kamiya (1970) los autores afirmaban que después del entrenamiento de *biofeedback*, los usuarios humanos habían adquirido una capacidad para detectar sus propios ritmos alfa, y esta afirmación fue

posteriormente corroborada por Plotkin (1976). Sterman, llegó a conclusiones similares analizando los ritmos sensoriomotor en los gatos (Sterman, et al., 1974) y posteriormente en humanos (Wyricka y Sterman, 1974).

Las tecnologías de los sistemas BCI constituyen un área de investigación relativamente joven. No fue hasta la década de los 70 cuando comenzaron a surgir diferentes programas de investigación en torno a sistemas BCI, motivados entre otras razones por la observación científica de la correlación entre las señales EEG y los movimientos reales (e incluso imaginados) de los usuarios, así como determinadas actividades cognitivas de éstos (Wolpaw et al., 2004). El termino *Brain Computer Interface* (BCI) ha sido introducido por primera vez en 1973 por Jaques Vidal en su artículo “*Toward direct brain-computer communication*” (Vidal, 1973) en que concluye que es posible la comunicación humana a través de la señal EEG.

Desde entonces esa tecnología empieza a desarrollarse conforme avanza también la tecnología informática y electrónica. Ya a finales de 1990, los científicos demostraron el control neurológico de los movimientos de un dispositivo simple en ratas, y poco después, de un brazo robótico en monos (Lebedev y Nicolelis, 2006). En la Figura 3-2 se observa el protocolo experimental del estudio realizado por Carmenta et al, 2003. En este experimento tomaba el registro de la señal EEG del mono, mientras éste manejaba un mando que movía un cursor en la pantalla, en cada movimiento correcto el mono recibía un refuerzo positivo (comida). Posteriormente realizaba esta misma tarea con el mando, pero manejando un brazo robótico para coger el alimento. Pasados numerosos ensayos se quitó la conexión del mando y las órdenes al cursor eran pasadas solamente a través de la señal

Capítulo 3

EEG del mono al brazo robótico. La activación neuronal de mover el brazo para llevar el cursor por la pantalla y mover el brazo robótico era ya entonces suficiente para manejarlo (Carmena et al, 2003).

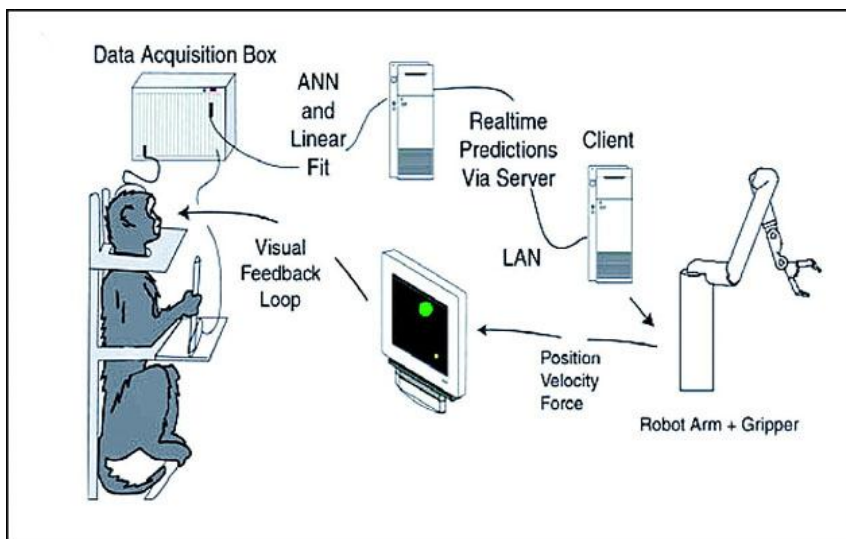


Figura 3-2. Experimento de Carmena et al., 2003.

Traducir estos potenciales bioeléctricos del cerebro y generar comandos para un ordenador son los principios básicos de una interfaz cerebro computadora (BCI). Las señales EEG en el sistema BCI pueden ser obtenidas a través de la realización de distintas tareas cognitivas, bien imaginando actividades, movimientos o situaciones determinadas (Neuper, Scherer, Wriessnegger y Pfurtscheller. 2009).

En suma, los sistemas BCI son sistemas que posibilitan la interacción directa entre el cerebro y un ordenador, sin que haya respuestas motoras que realicen esa acción. Estos sistemas BCI proporcionan al usuario un alfabeto de comunicación mínima, esencialmente como la activación/desactivación de un de conjunto de neuronas. El usuario, al recibir el estímulo modula uno o

más tareas cognitivas según las instrucciones que se le hayan dado, interactuando con el ordenador solo con su actividad cerebral (Birbaumer, 2006; Wolpaw, et.al., 2002).

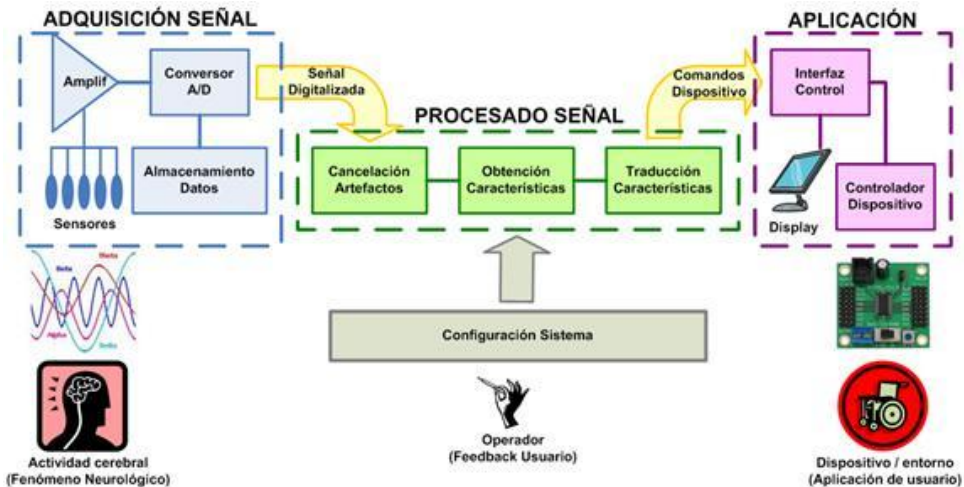


Figura 3-3. Diagrama de bloque de un sistema BCI.

En la Figura 3-3 se puede observar el diagrama de bloque del sistema BCI como el que se utiliza en esta tesis. En líneas generales la estructura del sistema BCI está basada en una primera etapa dedicada a registrar las señales EEG ("Adquisición de la señal"), seguida de otra etapa que alberga el procesamiento *software* de la señal registrada ("Procesado de señal", dividida en dos partes, "Extracción de características" y "Clasificación"). La última etapa representa la interfaz entre el sistema y el exterior ("Control" o "Aplicación"), que bien puede tratarse de un actuador sobre otro elemento o, más usualmente, una realimentación hacia el sujeto mediante alguna indicación, lo que se suele conocer como *feedback*. Así, el individuo recibe el *feedback* en pantalla indicando su rendimiento de acuerdo con su respuesta neuronal.

No vamos a realizar aquí una explicación ni una revisión detallada de la instrumentación, procesado, amplificación y transformación de señales, puesto que son conceptos correspondientes a otro área de conocimiento, sobre la tecnología electrónica e informática. Aunque el psicólogo/a al utilizar e investigar sobre sistemas BCI ha de conocerlos también, no constituyen parte esencial de los objetivos de esta tesis doctoral.

3.2 Psicología y los BCI

Actualmente los avances de las tecnologías proporcionan una importante ayuda en todas las áreas de la ciencia, además de llegar prácticamente a todos los ámbitos de la vida cotidiana. Se han aplicado a la Psicología nuevas tecnologías en el ámbito experimental, educativo, social, psicométrico y clínico (Bornas, Rodrigo, Barceló y Toledo 2002). Junto a los avances técnicos para beneficiar la vida cotidiana han surgido nuevas aplicaciones en distintas áreas de la ciencia, como ejemplo, prácticas complementarias en el futuro de los tratamientos psicológicos con nuevas tecnologías. Por ejemplo, se sabe que la realidad virtual y la realidad aumentada se muestran eficaces a través del desarrollo de *hardware* avanzados y *software* que ofrecen ambientes propicios para la mayoría de los tratamientos psicológicos. Las técnicas basadas en estas tecnologías consiguen resultados iguales o superiores a los tratamientos clínicos de primera opción (Gutiérrez, 2002; Botella, García-Palacios, Baños y Quero, 2007).

Actualmente una de las prioridades en el desarrollo de un sistema BCI

desde un punto de vista técnico consiste en conseguir algoritmos de procesamiento que permitan extraer y clasificar características distintivas de las señales EEG.

Eskandari y Erfanian (2008) verificaron la influencia de la meditación en el manejo de un sistema BCI y concluyeron que personas que tenían experiencias anteriores con meditación lograban mejores resultados en el momento de discriminar las ondas en relación a las que no lo hacían. Ellos se basan en que la meditación es el proceso natural de la retirada de la atención de factores externos, incluidos los procesos físicos y cognitivos. La práctica de la meditación podría permitir eliminar pensamientos concurrentes a la propia meditación, inhibición de otros pensamientos, "apagar" otras estimulaciones, y centrarse en el propio acto de meditar. Así, facilita que la persona consiga diferentes estados de la conciencia y la "conciencia sin pensamientos" durante el desempeño de una tarea. Los resultados de su investigación demuestran que hay que ampliar los estudios de sistemas BCI a variables del individuo como ansiedad e imaginación, para que pueda generarse de forma fiable un mismo patrón electroencefalográfico en función de los requisitos de las diferentes tareas cognitivas.

En particular, los sistemas endógenos requieren mucho entrenamiento, por parte de los usuarios, para manejar un sistema BCI y dependen significativamente del grado de modulación, muchas veces obtenidas a través de la imaginación motora (Fetz, 2007). La atención sostenida y la capacidad de predecir efectos futuros (Neumann y Kubler, 2003), la frustración, el cansancio y la distracción (Strong et al., 1999), la motivación (Delci, Koestner y Ryan, 1999; Neumann y Kubler, 2003), son algunos de los factores que pueden afectar a la capacidad para controlar las

señales EEG, y han de ser tenidas en cuenta a la hora de establecer un protocolo de entrenamiento que garantice un aprendizaje más eficaz.

3.3 Aplicaciones

Uno de sus principales usos podría ser en el campo de la medicina y especialmente en la rehabilitación, pues ayuda a establecer un canal de comunicación y control para las personas con graves problemas de la función motora pero sin trastorno de la función cerebral (McCane et al., 2014; Wolpaw et al., 2002; Leamy et al. 2014)

Los investigadores en esta área trabajan para desarrollar diferentes aplicaciones que permitan mejorar la calidad de vida de estos pacientes, para quienes un sistema BCI puede representar un canal viable para interactuar con su entorno. En la Figura 3-4 se muestran ejemplos de algunas de las aplicaciones desarrolladas por el grupo UMA-BCI. Hay estudios en varios campos, como aquéllos cuyo objetivo es proporcionar movimiento de neuroprótesis en pacientes con miembros amputados (Pfurtscheller et al., 2003), dispositivos capaces de deletrear palabras (Blankertz et al., 2006, Krusienski y Shih, 2011), aplicaciones de control de ‘hogares inteligentes’ (Guger et al., 2008, Carabalona, et al. 2013), navegadores Web controlados por señales EEG (Bensch et al., 2007), en el área de la rehabilitación (Kjaer y Sørensen, 2013), controlar un robot (Velasco-Álvarez et al. 2013), o sistemas orientados al control de una silla de ruedas. (Galán et al., 2008; Millán, Renkens y Mouriño, 2004; Muller et al., 2008). En este último caso, de control de una silla de ruedas, la mayoría de los grupos de investigación

someten los usuarios a pruebas para controlar una silla de ruedas simulando en un entorno virtual (*Virtual Environment*, VE). Estos estudios se justifican porque antes de que alguien pueda usar una silla de ruedas en una situación real, es necesario garantizar que se tiene el control suficiente para evitar situaciones de riesgo.



Figura 3-4. Aplicaciones de los BCI desarrolladas por nuestro grupo de investigación, UMA-BCI. De izquierda a derecha: silla de ruedas robótica, control de un robot por un laberinto y teclado virtual que posibilita la comunicación a una señora enferma de ELA.

3.4 Entrenamiento

Lo que dificulta que los usuarios aprovechen estos beneficios es que, para utilizar un dispositivo BCI basado en los ritmos sensoriomotores con bajo porcentaje de error, es necesario un elevado grado de entrenamiento y para adquirirlo es necesario sesiones previas de entrenamiento. En Lotte, Larrue y Mühl (2013), puede encontrarse una amplia revisión de los actuales protocolos de entrenamientos utilizados.



Figura 3.5. Ejemplo de un protocolo clásico de entrenamiento en SMR-BCI.

En la Figura 3-5 se presenta un paradigma clásico de entrenamiento en los sistemas BCI según los autores (Lotte, Larrue y Mühl, 2013). A la izquierda: una flecha apuntando a la izquierda indica que el usuario debe imaginar alguna tarea de imaginación motora (por ejemplo, mover la mano izquierda). A la derecha: una barra de *feedback* proporciona al usuario la dirección y la longitud de esta barra. La dirección y longitud, aquí, son definidas por un clasificador del *software* previamente elegido. Si en la situación el usuario tiene que discriminar entre las tareas de imaginación de mano derecha y mano izquierda, la barra se extiende hacia la izquierda cuando se clasifica imaginación de movimiento de la mano izquierda, y hacia la derecha cuando se ha clasificado la imaginación del movimiento de la mano derecha.

En sus protocolos, los expertos suelen utilizar entornos virtuales y ambientes controlados para el entrenamiento inicial en estos sistemas. Entre las técnicas que se suelen utilizar en los entrenamientos, está la realidad virtual. Algunos factores explican su impacto positivo en el rendimiento de los participantes: la motivación, el realismo, la intensa retroalimentación y facilidad de uso (Leeb et al. 2007; Ron-Angevin y Díaz-Estrella, 2009).

Actualmente, la mayoría de los trabajos centrados en el entrenamiento del usuario en los sistemas BCI, están centrados en estudiar el impacto de diversos tipos de *feedback* (Lotte, Larrue y Mühl, 2013).

El proceso de aprendizaje tiene como objetivo para modular el EEG componentes por ensayo y error. Este es proporcionado por el *feedback*, en la mayoría de los casos, visual que proporciona un dato, un símbolo, una imagen, o un cambio en la pantalla durante esa actuación. El entrenamiento necesario controlar un sistema BCI requiere un esfuerzo considerable y depende, más allá de la adquisición y de la señal adecuada de procesamiento, del grado en que la actividad neuronal puede llegar a estar controlada por el individuo. Esto implica que la mayoría de los estudios sobre un sistema BCI se realiza con un solo participante o con grupos muy reducidos, ya que el procedimiento para obtener el control en la desincronización de los ritmos implica un gran cantidad de pruebas y tiempo (Ron-Angevin y Díaz- Estrella, 2008).

Los algoritmos de clasificación cada vez son más sofisticados y se adaptan mejor a las particularidades de cada persona; sin embargo, resulta imprescindible que este último genere patrones reconocibles que el sistema del *software* pueda diferenciar. Es por eso que en cierto tipo de sistemas BCI (donde la actividad mental es voluntaria, como los SMR o los SCP) los usuarios deben llevar a cabo un entrenamiento, cuya duración varía según el tipo de sistema BCI en particular (y dependiendo del algoritmo usado): desde solo algunas sesiones, llegando incluso a meses como fue el estudio de Birbaumer et al. (2000). Este entrenamiento normalmente consiste en que el usuario realice ciertas tareas cognitivas de manera repetida, mientras el sistema registra y analiza sus señales EEG. Tras el procesado de las señales,

es posible mostrarle al usuario el resultado de la clasificación de modo que pueda adaptar la ejecución de dicha tarea.

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

Demorado en ensayos discretos (*delayed feedback*). El participante hace pruebas con una duración determinada (suelen ser unos segundos), y en un momento dado (suele ser al final de la prueba) recibe información que indica cuál ha sido el resultado de la clasificación del sistema. Puede tratarse de un simple mensaje de acierto o error, o de un valor dentro de una escala, determinando el grado en que el sistema clasifica las diferentes clases de respuestas neuronales.

Continuo (*continuous feedback*). El usuario recibe información en todo momento, en tiempo real, del resultado de la clasificación de su tarea de imaginación. Este *feedback* es el más utilizado últimamente por la mayoría de los investigadores. En Ron-Angevin (2005) se hace un repaso a distintas aportaciones sobre los posibles efectos del *feedback*. Como resumen, en general el *feedback* continuo resulta beneficioso en el entrenamiento de los participantes, sin embargo, también puede tener efectos perturbadores que afecten a su rendimiento. El movimiento continuo puede distraer, impidiendo la concentración en la tarea cognitiva a realizar. Una mala clasificación, y por

tanto una representación del movimiento en sentido contrario al deseado, puede resultar frustrante para el participante. Por otro lado, también un *feedback* muy básico (por ejemplo, un simple movimiento de cursor), repetido varias sesiones, puede llegar a ser aburrido para el usuario, perder sus propiedades como tal *feedback* o reforzamiento, provocando su desmotivación y peor ejecución.

En este proceso, el *neurofeedback* ha demostrado ser un componente necesario para la adquisición de la habilidad para controlar un sistema BCI (Neuper y Pfurtscheller, 2010). El *neurofeedback* es un tipo de *biofeedback* que utiliza métodos de EEG o resonancia magnética, exhibidos en tiempo real, a fines de ilustrar la actividad cerebral, generalmente con el objetivo de controlar la actividad del sistema nervioso central (Vernon et al., 2003).

Capítulo 3

4- FACTORES HUMANOS EN LOS SISTEMAS BCI

Un sistema BCI es un sistema de interacción entre un humano y una máquina, pero a diferencia de otros interfaces informáticos donde el individuo interacciona directamente con respuestas motoras (p.ej., pulsa las teclas, mueve un ratón, toca una pantalla, mueve los ojos, etc.), en los sistemas BCI interacciona a partir de la actividad neuronal, a partir de los pequeños potenciales eléctricos que se producen en la activación neuronal.

Por un lado, esos potenciales eléctricos han de ser detectados, amplificados, transformados y procesados por un ordenador, lo que supone la parte técnica o electrónica de los BCI. Pero, por otro, están todos los componentes o factores humanos que llegan a producir esos pequeños potenciales eléctricos, es decir, factores como la atención a la estimulación presentada, percepción visual, discriminación de estímulos visuales, seguimiento de instrucciones verbales del experimentador, actividad de imaginación visual, respuestas de activación o relajación voluntaria, procesos cognitivos de decisión de una respuesta u otra, rapidez de reacción a los

Capítulo 4

estímulos, etc. Incluyendo también todos los factores que afectan al mantenimiento de esas respuestas neuronales, tales como el tipo y la duración del *feedback* visual presentado (reforzamiento), las contingencias aplicadas en cada ensayo, el reforzamiento diferencial, etc., en suma todos los factores de aprendizaje de esas respuestas.

De forma general, pues, la Psicología puede ayudar a comprender el funcionamiento e interacción con un BCI, pero también a estudiar los factores humanos implicados en esa interacción con la máquina. Especialmente son relevantes los estudios dedicados a la influencia de esos factores psicológicos en la mejora de los propios sistemas BCI, y los procesos de aprendizaje que pueden ayudar a un mejor manejo del sistema por personas con graves discapacidades, que en términos generales es también el objetivo de esta tesis doctoral.

En este capítulo abordaremos más de cerca los procesos cerebrales del usuario relacionados con la interacción con un sistema BCI, definiendo un conjunto de conceptos básicos sobre comportamiento y cómo se utilizan en esta tesis doctoral. Conocimientos que ayudaran a revisar posteriormente en otro apartado los pocos estudios que existen sobre estos factores psicológicos en la implementación o investigación sobre este sistema.

4.1 La cognición humana

En líneas generales, la cognición humana es el conjunto de todas las capacidades, actividades y procesos relacionados con el conocimiento, como pueden ser la atención, la memoria, el juicio y la evaluación, el razonamiento,

el cálculo, la resolución de problemas y toma de decisiones, la comprensión y producción del lenguaje, etc. Estos procesos se analizan desde diferentes perspectivas dentro de diferentes contextos, en particular en los campos de la lingüística, la neurociencia, la psiquiatría, la psicología, la filosofía, la antropología, la biología, la sistémica, y también desde la informática (Eckardt, 1996). Dentro de la Psicología en general, el concepto de cognición está estrechamente relacionado con conceptos abstractos como la percepción, la memoria, la inteligencia y la mente en general. Abarca las funciones cognitivas y los estados de entidades inteligentes (Blomberg, 2011). Desde la perspectiva cognitiva, la "cognición" generalmente se refiere a un procesamiento de información en el que un *input* (estimulación externa ambiental) es percibido, elaborado y decidido hasta generar un *output* (respuesta externa) en el sistema de las funciones psicológicas del individuo.

Desde la psicología cognitiva, el estudio y aplicación de un sistema BCI presenta un paralelismo entre dos elementos que, a su vez, procesan *inputs* y *outputs*, estableciendo una semejanza entre el funcionamiento de un ordenador que sería el sistema BCI y el funcionamiento de un ser humano, en su mente, que sería también un procesador de información. La diferencia, sin embargo, entre ellos es que en el ordenador hay programas de software previamente establecidos, algoritmos y fórmulas matemáticas ya fijadas que determinan el comportamiento de la máquina; mientras que en la “mente” humana esos procesos son supuestos, son inferidos a partir del comportamiento del propio individuo, nunca se pueden probar independientemente de los resultados que supuestamente producen. Desde luego, tampoco se conocen cuáles son exactamente esos mecanismos de procesamiento aunque se les pongan nombres con una clara metáfora del

Capítulo 4

ordenador, tales como perceptores de señales, memoria a corto plazo, a largo plazo, memoria de procesamiento, memoria operativa, algoritmo de decisión, etc. Por otro lado, aun asumiendo esos procesos como inferencia conceptual, queda la gran pregunta científica de cómo han llegado a estar ahí, “en la mente del individuo”, quién los ha puesto o cómo se han creado. Por lo que, creemos que la asunción de procesos cognitivos subyacentes como base explicativa del comportamiento de un humano ante un ordenador como es un BCI, supone introducir mayor cantidad de problemas sin resolver, y una mayor complejidad explicativa de las posibles relaciones entre un humano y una máquina (Figura 4-1).

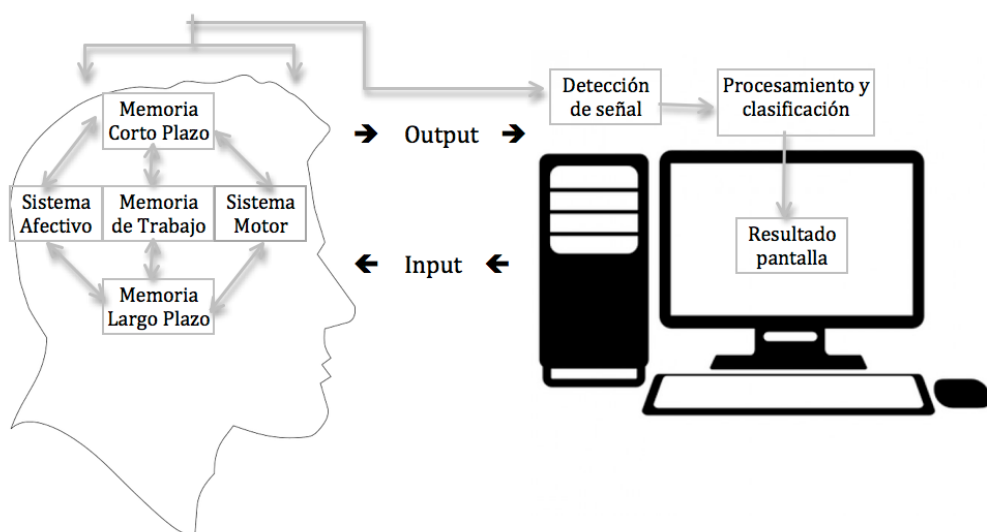


Figura 4-1. Esquema representativo de una concepción cognitiva sobre BCI.

Desde un punto de vista de la psicología conductual el estudio de las relaciones entre un ser humano y la máquina es tan simple como el estudio de

cualquier otra conducta, se trata de comportamiento más del individuo. Básicamente es el registro de la actividad neuronal de un ser humano que sería la respuesta operante o instrumental, que estaría en interacción inmediata con la estimulación antecedente de las instrucciones del investigador y la estimulación que presenta el ordenador en su pantalla y, por otro lado, con la estimulación consecuente del *feedback* visual o auditivo que el ordenador presenta en la pantalla y que tendría una función de reforzamiento positivo (Figura 4-2).

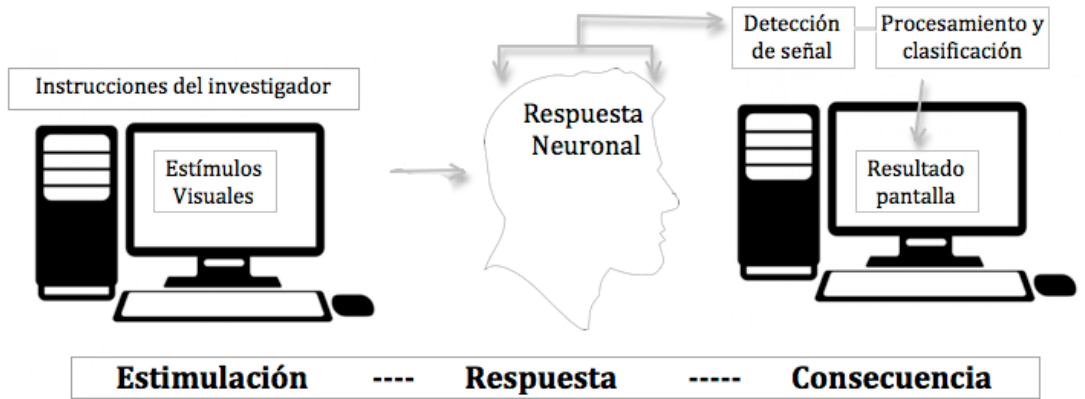


Figura 4-2. Esquema representativo de una concepción conductual sobre BCI.

4.1.1 Percepción y atención

La atención no es un proceso simple, sino que se atribuye en una variedad de fenómenos psicológicos. Desde un punto de vista cognitivo sería una cualidad de la percepción para decidir cuáles son los estímulos relevantes

Capítulo 4

y dándoles prioridad en su procesamiento. Sería una cualidad cognitiva que actuaría de filtro de los estímulos ambientales. El problema es explicar cómo y quién decide si son relevantes o no, qué otro proceso es el encargado de seleccionar los estímulos, y si es la “percepción” necesitaría explicarse también ese otro proceso cognitivo. A su vez, suele definirse como la capacidad para recibir los estímulos por medio de los sentidos, que incluye también un proceso cognitivo mediante el que la persona selecciona, organiza o interpreta esos estímulos, tratando de darles un sentido u organización. Sería el proceso por el que el individuo conoce y construye el mundo externo. Ello supone asumir un individuo activo que realiza ese tipo de acciones y decisiones, que necesitan a su vez ser explicadas.

Desde un punto de vista conductual, la atención no es sino una respuesta de orientación que permite poner en contacto la estimulación externa con el organismo, y que vendría dada por la historia previa del individuo con esos o similares estímulos. Básicamente la conducta de atención es responder diferencialmente a una parte de toda la estimulación que constituye el ambiente (Pérez, Gutiérrez, García y Gómez, 2010). En el caso de los experimentos que aquí se presentan, se va a utilizar el término de “atención” en cuanto a respuesta de orientación visual que los participantes presentan hacia los estímulos presentados en la pantalla del ordenador, y que fundamentalmente vienen determinados por las instrucciones previas del experimentador. En todos los experimentos que se presentan aquí se dan instrucciones directas a los participantes sobre la tarea esperada en el BCI, se le dan instrucciones sobre tareas a realizar en imaginación, instrucciones para la fijación de su atención sobre estímulos específicos, de forma que esa

percepción y atención viene operativizada por la estimulación visual presente en el ordenador y la estimulación verbal dada por el experimentador.

Toda percepción implica señales en el sistema nervioso, lo que a su vez es resultado de la estimulación física o química de los órganos de los sentidos (Bernstein, 2010). En esta experimentación precisamente esas señales neuronales son registradas directamente. A partir de la estimulación presentada (p.ej., por el procedimiento de *BCI-Speller* en el tercer experimento) se detecta un cambio neuronal específico en las ondas cerebrales, que al repetirse numerosas veces permite extraer una señal de identificación del estímulo (letra) al que el individuo está dirigiendo su atención. En este caso, podríamos afirmar que esa respuesta neuronal estaría midiendo ese supuesto proceso cognitivo perceptivo y atencional. Sin embargo, desde un punto de vista conductual, no es una inferencia, la propia medición neuronal constituye la respuesta de orientación atencional.

4.1.2 Imaginación motora

También el término de imaginación tiene múltiples acepciones, y más aún en la psicología cognitiva, para quien sería un proceso superior de manipulación de información percibida por los sentidos con el fin de crear “una representación que se percibe a través de los sentidos de la mente” (Drubach, Benarroch y Mateen, 2007). Sin embargo, desde un punto más conductual hace referencia a la capacidad del individuo de actuar con estímulos no presentes en la situación. No solamente tiene un componente sensorial visual, o de cualquier otro sentido, sino también puede ser

Capítulo 4

cenestésico e “imaginar un movimiento” que es la tarea fundamental que se pide en el entrenamiento y manejo del BCI.

Las imágenes motoras constituyen la simulación de los movimientos implicados en una respuesta externa, pero sin realizar ni ejecutar de forma manifiesta esos movimientos. Parece que las áreas cerebrales activadas durante el funcionamiento motor son las mismas que se activan al imaginar los mismos movimientos pero sin hacerlos, por lo que resulta bastante fácil registrarlos técnicamente a partir del EEG. De esta forma, si el individuo sigue las instrucciones de imaginarse el movimiento de la mano abriendo y cerrando, se activarán las mismas zonas cerebrales y longitudes de onda, como si estuviese ejecutando el movimiento de la mano realmente. A partir de estas tareas de “imaginación cenestésica”, con distintos tipos de instrucciones, es posible que el individuo pueda manejar un sistema BCI.

4.2 Aprendizaje

No hay una definición única aceptada del concepto de “aprendizaje”, aunque podemos partir de la de Domjan (1998) que afirma que “el aprendizaje es un cambio duradero de los mecanismos de la conducta que comprende estímulos y/o respuestas específicos y que resulta de la experiencia previa con estímulos y respuestas similares” (pag. 13). En el aprendizaje lo que se observa es un cambio de conducta, o el surgimiento de una nueva que antes no existía. El aprendizaje sería el hecho de adquirir nuevas, o modificar y reforzar, conocimientos, comportamientos, habilidades, o capacidades del individuo. La capacidad de aprender es inherente a todos

los seres biológicos, incluyendo animales y humanos, pero recientemente también a algunas máquinas “inteligentes”. En cualquiera de esos organismos se produce un proceso de adaptación al ambiente, cambiando su conducta progresivamente, y con ello el proceso de aprendizaje. Ese progreso con el tiempo tiende a seguir las típicas curvas de aprendizaje. Este aprendizaje produce cambios en el organismo y los cambios producidos son relativamente permanente (Schacter, Gilbert y Wegner, 2011).

El aprendizaje y las teorías que tratan los procesos de adquisición de comportamientos han tenido durante este último siglo un enorme desarrollo debido fundamentalmente a los avances de la Psicología, en Análisis Experimental de la Conducta, y las aplicaciones diversas de esos principios de aprendizaje en todo tipo de nuevas conductas, desde las habilidades escolares y educativas hasta los problemas clínicos, o los cambios de comportamientos sociales. A lo largo de los estudios de esta tesis utilizaremos algunos de los conceptos sobre aprendizaje, especialmente sobre la adquisición de nuevas conductas por condicionamiento operante, con la técnica del moldeamiento con reforzamiento diferencial y aproximaciones sucesivas. Pero en todos ellos se utilizan los mismos principios en la adquisición de respuestas diferenciales neuronales, puesto que en todos los estudios se utilizan estimulaciones presentadas por el ordenador y por el investigador, además de presentarse *feedback* o reforzamiento positivo sobre las respuestas neuronales adecuadas, con lo que a lo largo de los ensayos va a poder observarse y medirse ese proceso de adquisición o aprendizaje.

4.2.1 Condicionamiento operante

Dentro de los principios de aprendizaje el condicionamiento operante es la ley sobre comportamiento humano que explica la mayor parte de los comportamientos humanos. El condicionamiento operante define la interacción de un organismo con su entorno, de forma tal que las consecuencias que obtiene con sus respuestas cambian la probabilidad futura de esas respuestas. Si aumentan progresivamente y tienen alta probabilidad se afirma que están condicionadas bajo reforzamiento positivo. El condicionamiento operante ha sido probado no sólo en todo tipo de organismos, sino también de múltiples tipos de respuestas motoras, verbales, sociales, etc. (ver manuales clásicos como Kazdin, 1989). Pero también se ha probado la posibilidad de condicionamiento de respuestas fisiológicas (Leslie, 1996), de reforzamiento intra-craneal (Vlachou y Markou, 2011), o el condicionamiento de respuestas a los fármacos (Colotla, 1998).

Este condicionamiento operante, pues, será el análisis de la mayoría de los comportamientos implicados en estos experimentos sobre BCI. Básicamente, las consecuencias que el individuo recibe en los cambios estimulares de la pantalla (los objetos se mueven, cambian los paisajes, aparecen letras y mensajes, etc.) actuarán como consecuencias de las respuestas neuronales que el sistema BCI se encarga de medir, de forma tal que si cumplen una determinada condición aparecen cambios inmediatos en las imágenes. Es decir, la respuesta neuronal es reforzada positivamente. Sin embargo, a lo largo del texto utilizaremos el término “*feedback*” por ser el más utilizado en el campo de estudio sobre BCI, y también por sus afinidades con el término psicológico de “*biofeedback*” que es el utilizado para referirse

a los estímulos dados al individuo por la máquina inmediatamente después de una medición fisiológica.

Por otro lado, el estudio del condicionamiento operante puede realizarse con procedimientos de ensayos discretos o en operante libre. En esta última, el individuo puede realizar la respuesta una y otra vez sin restricciones, midiéndose los eventos asociados a ella y la misma respuesta de manera continua en tiempo real. En cambio, en ensayos discretos supone que el experimentador determina mediante alguna estimulación el comienzo del ensayo, registra la respuesta y determina el tiempo de ejecución previsto, hasta presentar contingencias finales en cada caso. En los estudios sobre sistemas BCI que aquí se presentan se utilizan procedimientos de ensayos discretos, aunque el individuo esté emitiendo respuestas EEG de forma continua. Se miden y consideran como respuestas neuronales diferenciales las que aparecen inmediatamente después de la estimulación dada, de forma que aunque el individuo esté conduciendo un coche virtual, paseando por un parque virtual o escribiendo de una forma continuada, se van a registrar y considerar las respuestas neuronales durante los segundos precisos que ocurren tras la presentación de la estimulación. De esta forma, en cada experimento se realizarán múltiples ensayos discretos dentro de la continuidad de la sesión. Por lo que también se describirán más adelante cuál es la secuencia temporal y estimular de estos ensayos, para aclarar bien cómo es el funcionamiento, la medición y el control mediante un sistema BCI.

4.2.2 Moldeamiento

Los procedimientos de moldeamiento pueden emplearse para enseñar nuevas respuestas operantes, o también para cambiar las características o topografía de alguna respuesta ya en curso (Domjan, 1998, pag. 128). Para el primer estudio, el tipo de proceso de aprendizaje propuesto para la adquisición de la habilidad de modular las tareas cognitivas de imaginación ha sido el moldeamiento (o *shaping*). El moldeamiento es un proceso de manipulación de las contingencias determinado, aplicando reforzamiento diferencial a respuestas con aproximaciones sucesivas hasta la respuesta terminal, con lo que el individuo puede conseguir adquirir una respuesta nueva que no existía con anterioridad en su repertorio.

El método de reforzamiento diferencial y aproximaciones sucesivas fue creado por Skinner (1938/1975) con las palomas para hacer que se acercasen y picasen la tecla de la caja, también describió el procedimiento con una rata para incrementar progresivamente la fuerza con que accionaba la palanca. Este procedimiento se extendió a otros organismos y después en niños, de hecho constituye un procedimiento habitual en todos los métodos de enseñanza de habilidades de niños con retraso (Malott, Malott y Trojan, 2005), para mejorar las habilidades vocales en el canto, o para mejorar habilidades competitivas en los deportistas (Miltenberger, 2013; Peterson, 2004).

En el moldeamiento, la forma de una respuesta existente se cambia gradualmente entre los ensayos sucesivos, al aplicar reforzamiento diferencial (positivo para las respuestas correctas y extinción o castigo para las incorrectas), al tiempo que se marcan sucesivas etapas o cambios en la

respuesta que son los que se van reforzando progresivamente. El reforzamiento diferencial incluye los principios básicos de reforzamiento y extinción, y se produce cuando una respuesta concreta es reforzada y todas las demás no (Miltenberger, 2013). En este tipo de experimentos sobre BCI, cuando una actividad neuronal específica en una frecuencia de onda específica es reforzada, y otra no. El efecto obtenido es que esa respuesta neuronal aumenta con el moldeamiento, y las demás no, creándose pues una respuesta neuronal muy específica que puede ser detectada por el BCI y utilizada como control para otros eventos.

Las aproximaciones sucesivas reforzadas son respuestas cada vez más precisas y similares a la respuesta deseada por el terapeuta o experimentador. Conforme el entrenamiento progresa, las respuestas ya conseguidas dejan de reforzarse, y sólo se aplica reforzamiento a otras respuestas ya más cercanas a la respuesta terminal. En el caso del entrenamiento para manejar un sistema BCI, el software clasificador va determinando las respuestas correctas que deben ser reforzadas, consiguiendo progresivamente una respuesta neuronal más específica y con mayor precisión conforme se van produciendo ensayos. Al principio hay poca probabilidad de sincronización de la respuesta neuronal necesaria para activar el comando correcto del BCI, pero al aplicar ese reforzamiento diferencial, poco a poco se va obteniendo una mayor precisión con una respuesta neuronal más específica. En el primer experimento se explicará en detalle cómo se aplica el moldeamiento en esta tarea del BCI, para conseguir que el individuo adquiera mejor el manejo de este sistema.

4.2.3 Reforzamiento y *feedback*

El reforzamiento es el proceso por el que una conducta es fortalecida y aumenta su probabilidad debido a la consecuencia inmediata que ocurre tras esa conducta. Cuando una conducta es reforzada es más probable que ocurra en el futuro. En concreto, el reforzamiento positivo supone el aumento de la conducta a la que sigue por la aparición de algún evento contingente. Habitualmente esos eventos contingentes o reforzadores suelen ser externos y dados de forma natural por el ambiente o de forma artificial por el investigador o terapeuta.

En el caso de la investigación con sistemas BCI se utiliza el término *feedback* (retroalimentación) por cuanto se presenta al individuo alguna información, algún cambio estimular en la pantalla, que actúa como tal reforzador positivo. Por ejemplo, si al actuar con un ratón (respuesta) en un programa de ordenador el puntero (*feedback*) no se mueve por la pantalla, es probable que dejemos manejarlo y pensemos que el programa se ha bloqueado, disminuyendo totalmente la respuesta. En la investigación con sistemas BCI los cambios inmediatos en la pantalla son el *feedback* que mantiene las respuestas neuronales del individuo. Si no se moviese el coche, o no se deambulase por el paisaje virtual, o no apareciesen letras, difícilmente se lograría controlar el sistema BCI con la actividad EEG.

Cuando la información o retroalimentación suministrada al individuo es de una respuesta fisiológica (p.ej., frecuencia cardíaca, presión arterial, tensión muscular, temperatura) se denomina *biofeedback*, puesto que la información dada por el aparato electrónico actúa como retroalimentación (reforzamiento) aumentando la respuesta fisiológica de que se trate, y de esta

forma el individuo puede controlar voluntariamente esa respuesta, que sería también instrumental u operante. Las técnicas de *biofeedback* pueden definirse como el conjunto de procedimientos psicofisiológicos destinados a proporcionar a una persona información inmediata y precisa de algún aspecto de su actividad biológica con el fin de que aprenda a regular o controlar voluntariamente dicha actividad (Vila, 2009, pag. 219). Pueden ser de varios tipos según la modalidad sensorial (visual o auditiva), según la cantidad de información suministrada (binario o proporcional), y según el tipo de información utilizado (analógico o digital). Esta técnica constituye el procedimiento fundamental de los tratamientos aplicados a problemas de salud como ansiedad, hipertensión esencial, migrañas, control de esfínteres, trastornos gastrointestinales, etc. (Labrador y Vallejo, 1993).

También se denomina *biofeedback* en el caso de suministrar información sobre las ondas cerebrales (EEG), de forma que al informar en pantalla al individuo sobre la amplitud de sus ondas EEG, éste puede comenzar a relajarse e intentar controlarlas. Básicamente es el proceso que se utiliza en el sistema BCI, pero manejando de una forma específica qué zonas cerebrales, qué ondas, qué frecuencias y en qué magnitud se van a registrar como respuestas neuronales. Pero, además, el individuo no recibe información sobre las ondas cerebrales que está produciendo sino que, de forma directa, éstas constituyen la respuesta neuronal que activa los cambios en el software y en la pantalla del ordenador. Por tanto, a lo largo de este texto utilizaremos de forma genérica el término *feedback* para referirnos a esos cambios estimulares visuales que se presentan en pantalla y que actuarán como reforzadores positivos para el manejo del sistema BCI.

Capítulo 4

5 - REVISIÓN DE ESTUDIOS ANTERIORES

En este capítulo haremos un repaso a algunas de las contribuciones de la Psicología al desarrollo de un sistema BCI. Son algunos de los estudios que sirven como base para los experimentos de esta tesis. Considerando los sistemas BCI como un área científica relativamente nueva, el acercamiento entre la Psicología y la Ingeniería Electrónica es un propósito aún más reciente, que ya se ha producido en temas de investigación como las aplicaciones de la realidad virtual a los tratamientos psicológicos, o los procedimientos utilizando Internet para aplicar terapias y utilizar en la evaluación y seguimiento de los casos clínicos (Botella et al., 2009; Quero et al., 2012). En cambio, los estudios psicológicos sobre los sistemas BCI son muy escasos aún, en éstos se busca estudiar variables propias del usuario con el objetivo de optimizar su interacción con el sistema.

En da Silva-Sauer et al. (2011), los autores señalan la falta de medidas objetivas de usuario para que se puedan comparar los resultados obtenidos en los tests psicológicos y de variables que puedan predecir la ejecución en estos

sistemas. Habitualmente para manejar un sistema BCI solo con la actividad neuronal, en el procedimiento se pide al individuo imaginar un movimiento específico para activar una respuesta (p.ej. “movimiento a la derecha”) y también imaginar otro movimiento o la ausencia de éste para activar otra respuesta (p.ej. “movimiento a la izquierda”). Es decir, para que el individuo pueda controlar el sistema BCI ha de realizar una actividad cognitiva específica que permita una respuesta diferencial (p.ej., activación-relajación, derecha-izquierda).

Para tratar de obtener esa medida más objetiva, los autores realizaron un experimento con 23 usuarios, sin conocimiento previo en BCI, comparando por un lado un parámetro objetivo de medición de las dos posibles respuestas neuronales (izquierda-derecha, que suponían activación-relajación) con los criterios visuales utilizados habitualmente por los experimentadores en BCI obtenidos a partir de las gráficas directas del EEG; y por otro lado, estudiaron también la posible relación entre la capacidad imaginativa del usuario y la discriminación de las tareas cognitivas de mano derecha y mano izquierda que habrían de realizar para manejar un sistema SMR-BCI. Como resultado de este estudio proponen una medida objetiva que cuantifica la discriminación de cada tarea cognitiva en las medidas obtenidas del EEG. Ese parámetro elegido se basa en seleccionar un rango de frecuencia igual para todos los participantes para su procesamiento posterior. Se ha elegido el rango de 5 a 22 Hz (Figura 5-1) porque comprenden las bandas de frecuencias *Mu* y *Beta* del EEG que suelen ser utilizadas en los SMR-BCI. Se comparó ese parámetro objetivo de comparación de ondas, con el procedimiento habitual de tipo visual que utilizan los ingenieros informáticos para decidir el mejor rango de frecuencia. Como resultado de este estudio, la

discriminación de los dos procedimientos de selección de ondas eran similares, ambas ondas EEG de movimiento izquierda-derecha eran equivalentes y ambos procedimientos seleccionaban adecuadamente los criterios de discriminación en la evaluación de los participantes. Esto implicaba una mejora en el propio procedimiento de BCI, puesto que permitía de forma cuantitativa y objetiva tener un criterio de discriminación entre ambas respuestas neuronales (izquierda-derecha), sin introducir la subjetividad del experimentador en ese criterio

Por otro lado, al comparar la ejecución de los participantes en relación a las variables psicológicas medidas (capacidad de imaginación), no se encontraron diferencias significativas para la capacidad de imaginación cenestésica, visual interna y visual externa de los usuarios. Se puede afirmar que la mayor o menor capacidad imaginativa de los usuarios, puesto que eso es lo que se les pide en las instrucciones para manejar cognitivamente el BCI, no tiene una relación directa con la ejecución en esas tareas discriminativas de derecha-izquierda (activación-relajación cognitiva). La medida electrofisiológica es más exacta, mide el potencial bioeléctrico EEG generado por la cadena de neuronas activada por esa tarea de imaginación, pero esa señal no parece tener relación con la medición general sobre la capacidad imaginativa cenestésica o visual de los usuarios.

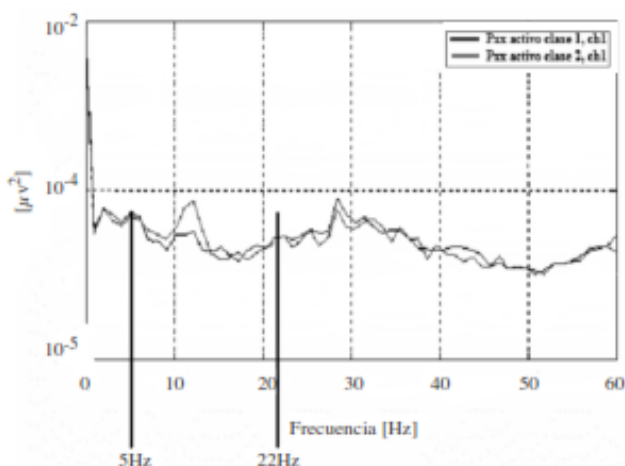


Figura 5-1. Espectro de potencias donde se puede observar el rango de 5 a 22Hz con las curvas para cada tarea mental, imaginación de mano derecha y el estado de reposo.

Por otro lado, los autores tampoco encontraron resultados significativos entre las medidas de ansiedad estado/rasgo y la discriminación de la tarea de mano derecha y el estado de reposo. Es decir, el nivel de ansiedad del usuario no está relacionado con una menor o mayor discriminación de las tareas de imaginación motora. Los autores discuten en las conclusiones, que aún queda mucho por desarrollar en estos sistemas en términos técnicos, como algoritmos de procesamiento más complejos y objetivos, como para que estos sistemas BCI dependan únicamente de variables específicas del usuario.

Se ha descrito ya en el Capítulo 3 que el entrenamiento en algunos tipos de BCI, como el SMR-BCI, puede necesitar gran cantidad de ensayos y llevar varios meses en sesiones hasta que el usuario adquiriera la habilidad neuronal necesaria para manejar adecuadamente un BCI. Ron-Angevin y Díaz Estrella (2009) mostraron que es posible reducir el tiempo de

aprendizaje en un SMR-BCI a través de cambios en el *feedback* que se presenta al usuario. Hicieron un estudio con 16 participantes sin experiencia previa en BCI, divididos en dos grupos de 8 personas. Cada grupo realizó 7 sesiones en el sistema, 2 sin *feedback* y 5 evaluativas. Al grupo experimental se le presentaba un *feedback* visual en formato de un videojuego que simulaba un coche en la carretera. Al grupo control se le presentó el paradigma de Graz (Guger et al. 2001), que es un estándar de los experimentos sobre BCI, en el que al usuario se le presenta solo una cruz roja y una flecha que indica la tarea cognitiva de imaginación que se debe realizar. A partir de sus resultados, los autores concluyen que la motivación percibida por el usuario en el entorno virtual más interactivo y con más *feedback* visual, resulta en una mejor discriminación para la tarea de imaginación de mano derecha y el estado de reposo. En la Figura 5-2 puede observarse una representación gráfica de los dos procedimientos y el tipo de *feedback* presentado en cada uno. En suma, presentar un *feedback* visualmente más atractivo y lúdico mejoraba los resultados del manejo sobre el BCI.

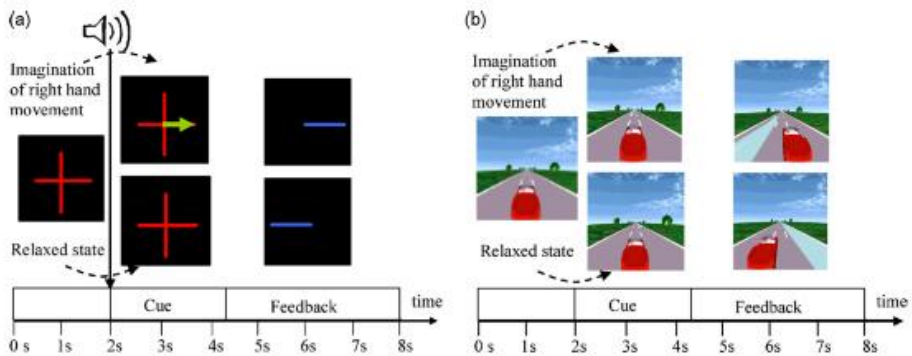


Figura 5-2. Paradigma de Graz y Ron-Angevin. A la izquierda (a) se ve la temporización del ensayo para el paradigma de Graz (Guger et al., 2001). A la derecha (b), el método propuesto por Ron-Angevin y Díaz-Estrella (2009) basado en técnicas de realidad virtual.

Capítulo 5

En otro estudio posterior del mismo grupo de investigación (da Silva-Sauer et al., 2013) se propuso mejorar también la adquisición de las habilidades para manejar un sistema BCI introduciendo un procedimiento de entrenamiento basado en el moldeamiento progresivo (Skinner, 1975). En este caso, la mejora en el feedback visual vendría dada por la ayuda progresiva dada a los participantes para que mejorasen sus respuestas neuronales, dando un *feedback* mayor en el movimiento del coche. Se evaluaron en este experimento 6 participantes mediante un diseño de caso único reversible (ABBACC) de 6 sesiones. Siendo la fase A una sesión neutra sin *feedback*, la B el *feedback* con moldeamiento y la C la condición estándar de *feedback* propuesta por Ron-Angevin y Díaz-Estrella (2009). Para el manejo del sistema BCI se solicitaba a los participantes realizar las mismas tareas cognitivas del estudio anterior, es decir, imaginación movimiento de mano derecha (desplazar el coche a la derecha) y el estado de reposo (desplazar el coche a la izquierda).

A raíz de los resultados, en ambos procedimientos con *feedback* se consiguieron resultados similares, es decir, los porcentajes de discriminación en las fases B y C fueron parecidos. Sin embargo, aparecía una gran diferencia entre la modulación correcta de la señal EEG en las dos tareas cognitivas solicitadas, en cualquiera de las dos condiciones. Las curvas transformadas del EEG mostraban una adquisición rápida del movimiento en el caso de activación e imaginación de la mano derecha, pero los usuarios tenían más dificultades en lograr el movimiento mediante el estado de reposo. Podría argumentarse que la señal que se emite del cerebro es la misma para las dos tareas, que se va modulando de acuerdo con la intención del usuario, activándose cuando imagina mover la mano y desactivando cuando imagina

reposo. Sin embargo, a raíz de estos resultados parece que la tarea cognitiva de imaginar el movimiento es más fácil de adquirir que la tarea de inhibir el movimiento.

El hecho de que el procedimiento con el *feedback* aumentado con moldeamiento no tuviese mejores resultados que el procedimiento estándar, podría atribuirse a la forma específica de realizar ese moldeamiento al aplicar la misma cantidad de ayuda a ambas tareas cognitivas de imaginación por igual, con el mismo índice de moldeamiento, de forma tal que la cantidad de movimiento de la imagen del coche era similar tanto en la imaginación de movimiento de la mano derecha como en la imaginación de reposo, por lo que cuando se producían errores también este *feedback* era mayor y los movimientos del coche más extremos. De esta forma, podemos suponer que el usuario percibía la tarea de imaginación de la mano derecha como más difícil, cuando anteriormente tenía un alto nivel de ejecución, mientras que en la tarea de imaginación de reposo, más difícil de activar, hubiese necesitado un nivel de ayuda visual más intenso, para mejorar esas respuestas. Los autores concluyen sobre la necesidad de considerar las tareas cognitivas de imaginación por separado en el momento de adaptar los índices de moldeamientos, reforzando así el grado necesario de ayuda para cada tipo de respuesta, utilizando aproximaciones sucesivas diferentes para cada respuesta neuronal, y dar más ayuda a la que tuviese peor ejecución. El estudio aquí descrito es previo al que se presenta como primer experimento en esta tesis doctoral, y será la base de la hipótesis y el procedimiento que se prueba sobre moldeamiento con estas nuevas condiciones.

El término *shaping* (moldeamiento) en relación a los sistemas BCI ya había sido utilizado por Kubler et al. (2001), basado a su vez en los estudios

iniciales de Birbaumer (Birbaumer, 1984; Rockstroh, Birbaumer, Elbert y Luzenberger, 1984) al definir una técnica de aprendizaje para un sistema BCI basado en *Slow Cortical Potentials, SCP* (potenciales corticales lentos) mediante condicionamiento operante, utilizando un sistema que denominan “*Thought Translation Device*” (aparato de traducción del pensamiento, ver Figura 5-3). En los potenciales corticales lentos, la amplitud negativa de la onda cerebral refleja el estado preparatorio a la utilización de una cierta zona cortical. Esta forma de medición es un tipo de sistema BCI exógeno, que depende del estímulo externo para generar cambios en la EEG del usuario.

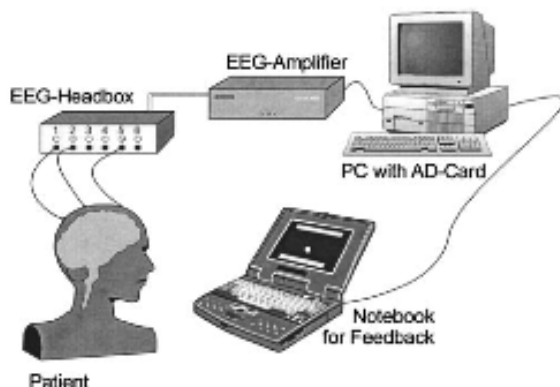


Figura 5-3. Esquema del “aparato de traducción del pensamiento” presentado por Kubler et al. (2001).

En este estudio, se entrenaron (durante 8 semanas, realizando de 2 a 3 sesiones semanales) a dos participantes que estaban en una etapa tardía del desarrollo de Esclerosis Lateral Amiotrófica (ELA). El objetivo del entrenamiento era que los participantes moviesen un cursor correctamente al lado superior o inferior de la pantalla para seleccionar letras y poder escribir finalmente un mensaje por sí solos. Para ello los participantes debían

aprender primero a controlar esos potenciales corticales lentos, seguidamente a seleccionar las letras en una matriz de opciones de letras, y finalmente imaginar palabras y comunicarlás con ese sistema BCI mediante la matriz de letras. De esta forma en la fase de evaluación final se pedía a los participantes que seleccionasen letras en un teclado virtual y escribiesen mensajes con él. La forma de realización de cada ensayo (70 por sesión) para medir esos potenciales corticales lentos y obtener una respuesta neuronal diferenciada era la que se describe a continuación.

- Primero: un sonido que marcaba el comienzo del ensayo.
- Segundo: 2 segundos de detección del software en los que se utilizaban los últimos 500 mseg en la medición de la línea-base de la onda cerebral.
- Tercero: un sonido de tono grave que indicaba la fase de *feedback* donde el individuo podía mover el cursor. En esta última fase se medía la amplitud de ese potencial cortical calculado en tiempo real cada 62,5 ms. Si la medición estaba por encima de la línea-base, el cursor se desplazaba hacia la parte baja de la pantalla y si estaba por debajo de dicha línea-base (onda negativa, más sincronizada) el cursor se desplazaba hacia la parte alta. De esta forma, los participantes podían seleccionar las letras colocadas en la parte superior o inferior de la pantalla, e ir escribiendo los mensajes.

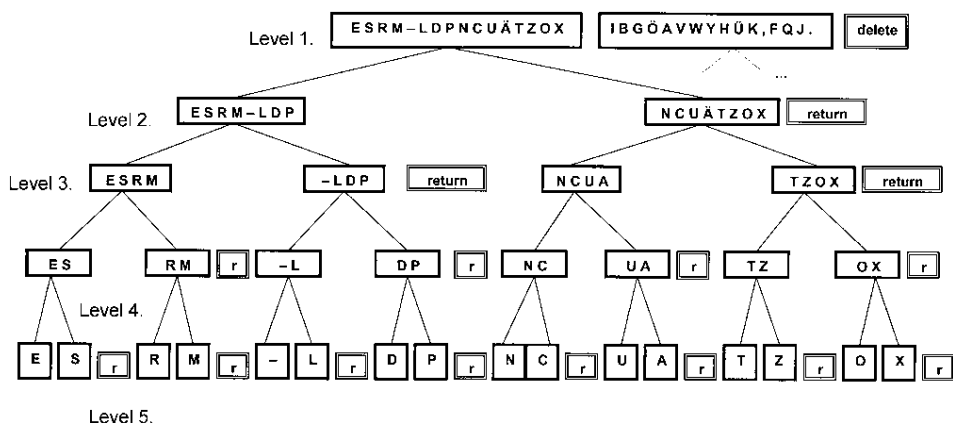


Figura 5-4. Etapas progresivas de las letras que aparecían en pantalla y que los participantes podían ir eligiendo para escribir sus mensajes, según el estudio de Kluber et al. (2001).

Para conseguir que los participantes escribiesen los mensajes de forma autónoma, realizaban un entrenamiento progresivo denominado “5 pasos” y que consistía en:

- 1- Adecuación al sistema
- 2- Entrenamiento básico de movimiento del cursor
- 3- Ignorar el error, no presentando contingencias en movimientos incorrectos del cursor
- 4- Copiar una escritura presentada como ejemplo
- 5- Escritura libre.

Lo que refuerzan con el *feedback* sobre la escritura de la pantalla es la amplitud de la onda que se genera por la percepción del estímulo externo. Es decir, el reforzamiento es similar en todos los ensayos, y no hay realmente un “moldeamiento” o “*shaping*” de la respuesta neuronal, sino que utilizan un procedimiento de tareas sucesivas hasta la respuesta final que es la escritura libre. Sin embargo, no sería ese el concepto de “moldeamiento” que

supondría aplicar reforzamiento diferencial para las respuestas neuronales correctas e incorrectas, al tiempo que se va cambiando el criterio para ese reforzamiento o *feedback* mediante aproximaciones sucesivas. Las aproximaciones sucesivas han de ser de la respuesta neuronal medida, no de la tarea o la de forma de entrenamiento que se realiza. Un moldeamiento ha de aplicar contingencias sobre una misma clase de respuestas, que va cambiando su topografía progresivamente hasta conseguir la respuesta final. Realmente, desde nuestro punto de vista, lo que han realizado Kluber et al. (2001) supone un procedimiento progresivo de aprendizaje, con una discriminación progresiva de los estímulos introduciendo una tarea más difícil en cada etapa, pero no un moldeamiento con reforzamiento diferencial y aproximaciones sucesivas de las respuestas neuronales.

La diferencia respecto al estudio anteriormente descrito de da Silva-Sauer et al. (2013) es que aquí no hay un moldeamiento específico de la actividad neuronal necesaria para el manejo del sistema. El reforzamiento o *feedback* no va a aplicado diferencialmente sobre la respuesta neuronal, sino sobre la tarea de entrenamiento. El *feedback* que se da en el paso 3, que supone “ignorar el error”, sigue siendo un *feedback* “positivo”, puesto que se mueve el cursor y se seleccionan las letras escritas solamente cuando hay una activación correcta de la curva en el EEG, pero no aparece nada, ni hay selección de letras, si no hay activación neuronal adecuada. Es decir, solamente eliminan la posibilidad de castigo al realizar un movimiento incorrecto del cursor o una elección incorrecta de las letras. Aun así, los autores concluyen que este “moldeamiento” es una forma efectiva de aprendizaje para un sistema BCI basado en potenciales corticales lentos.

Lotte et al. (2013) utilizan el término de “*feedback positivo*” para definir el *feedback* propuesto por Kubler et al. (2001), además de corroborar su efectividad. En este estudio hacen una revisión de protocolos de entrenamiento, análisis de señales, y tipos de *feedback* que se han publicado por parte de los más importantes grupos de investigación en el área de los BCI. Los autores consideran que el control de un sistema BCI es una habilidad y, por lo tanto, debe ser aprendida y dominada por el usuario, donde el entrenamiento se define de acuerdo con el tipo de BCI utilizado en la experimentación. Desde la clasificación de sistemas BCI de estos autores, los procedimientos utilizados en los dos primeros experimentos de esta tesis doctoral utilizan un sistema SMR-BCI (EEG procedente de tareas de imaginación motora) que utiliza un clasificador de las señales neuronales dependiendo de una tarea cognitiva u otra, que generaría una respuesta diferenciada en función de un umbral de señal previamente establecido, que recibiría *feedback* visual en el movimiento en pantalla. Según estos autores, este procedimiento estaría basado en el condicionamiento operante, puesto que el individuo desconoce cuáles son esos umbrales, no presentando ningún *feedback* directo de sus respuestas como ocurriría en cualquier otra respuesta motora, por lo que el individuo tiene que hallar la manera de controlar un cursor mediante una actividad cognitiva voluntaria que module esa actividad neuronal de una manera específica. En el entrenamiento para el control voluntario de un sistema BCI se le dan instrucciones al individuo para que imagine una actividad cognitiva concreta que ya se conoce que activará una zona cortical específica, y unos ritmos cerebrales que pueden detectarse de manera diferencial por el sistema. El problema es que no todas las personas tienen esa capacidad por sí mismas, en muchas es bien difícil conseguir un

control adecuado de un sistema BCI, y en las que se consigue es necesario una gran cantidad de ensayos, de semanas e incluso de meses de entrenamiento. Sin embargo, éste ha sido el enfoque utilizado para diseñar con éxito los primeros sistemas BCI (Wolpaw, McFarland, Neat y Forneris, 1991; Birbaumer et al., 1999).

El estudio sobre los efectos del *feedback* realizado por Barbero-Jimenez y GrosseWentrup (2010) trata de estudiar la influencia real que tiene el *feedback* en la ejecución del individuo en el manejo del BCI. Para ello introducen un “*feedback* sesgado” en el entrenamiento de un sistema SMR-BCI en el que los participantes han de mover una pelota que cae como un videojuego para encestarla en la parte izquierda o derecha de una canasta. En su experimento participaron 11 personas sin ningún tipo de discapacidad y de ellos solamente uno tenía experiencia previa en los sistemas BCI. Con cada usuario se realizaba solo una sesión de BCI, pero 4 de ellos obtuvieron un buen nivel de control inicial y se les pidió que participasen de 2 sesiones adicionales cada uno. El objetivo de la prueba consistía en desplazar según una flecha indicadora, un balón que caía de arriba-abajo de la pantalla hacia la canasta la cual se situaba a la derecha o a la izquierda de ésta (Figura 5-5).

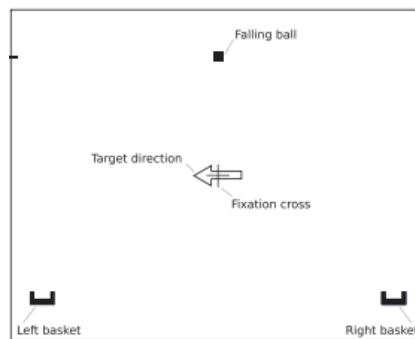


Figura 5-5. Configuración visual del experimento de Barbero-Jimenez, y Grosse-Wentrup, (2010).

Capítulo 5

Con cada participante realizaron 9 bloques de 15 ensayos en cada condición de *feedback* sesgado, los 3 primeros bloques como evaluación y los 6 siguientes como entrenamiento. El orden de las condiciones de sesgo era aleatorizado para cada uno de ellos, y por supuesto no se informó a los participantes de que el *feedback* estaba sesgado hasta que no terminaron el experimento. Al movimiento real de la pelota logrado por el individuo en los primeros segundos se sumaba mediante un algoritmo pseudoaleatorio una cantidad mayor o menor de movimiento de la pelota hacia izquierda o derecha. Las 5 condiciones de *feedback* sesgado eran las que se describen a continuación.

- 1- Sesgo fuerte positivo cuando se añadía movimiento hacia la esquina correcta de la pantalla;
- 2- Sesgo débil positivo añadiendo un pequeño movimiento hacia la esquina correcta;
- 3- Ausencia de sesgo cuando estaba justo en el centro de la pantalla;
- 4- Sesgo débil negativo añadiendo un pequeño movimiento hacia la esquina incorrecta y
- 5- Sesgo fuerte negativo añadiendo un movimiento mayor hacia la esquina incorrecta de la pantalla.

En general, en el 80% de los ensayos los participantes recibían un sesgo en contra de su ejecución inicial, es decir un *feedback* sesgado, mientras que en el 20% restante de los ensayos recibían un *feedback* adecuado.

Los resultados mostraron variaciones individuales, aunque la ejecución media con cada tipo de *feedback* fue muy similar (alrededor del 68% de aciertos). Sin embargo, al analizar los datos dentro de cada bloque de

ensayos en la sesión observaron variaciones, diferentes según el tipo de *feedback* dado en esa sesión. Habían diferencias entre los ensayos con *feedback* sesgado y no sesgado, apareciendo una correlación negativa especialmente elevada en los casos de *feedback* “fuerte” positivo o negativo. Es decir, cuanto más fuerte es el sesgo introducido por el experimentador menor es la precisión en las respuestas neuronales diferenciales de los participantes. Concluyen que una persona con buen nivel inicial de control en el sistema BCI puede modificar su ejecución al recibir un *feedback* sesgado positivo o negativo. Es decir, cualquier tipo de ayuda o sesgo en este caso, puede interferir de forma negativa en su ejecución. Por otro lado, también afirman que un fuerte sesgo positivo (añadiendo movimiento hacia la canasta correcta) favorece a los usuarios que inicialmente tienen un bajo nivel de control. De esta forma, parece que la visión de la pelota cada vez más cerca de la canasta motivaba más al participante para lograr una modulación de la EEG correcta. Los autores en la discusión final hipotetizan que con un *feedback* adecuado los individuos pueden controlar bien el BCI, y si es aumentado puede mejorar en aquellos que tienen dificultades al inicio de los ensayos; al tiempo que un *feedback* sesgado negativo puede hacer que los participantes perciban su ejecución como aleatoria, incapaces de manejar el videojuego, y se sientan frustrados y aún dificulte más la adquisición de esta habilidad de manejo del BCI.

La aportación de este experimento, en relación a los que se presentan en esta tesis doctoral, es la plasmación de que un *feedback* aumentado (sesgado positivo) puede ayudar a mejorar la ejecución en las personas que tienen poco control inicial del BCI. En suma, como ya se conoce sobre los principios de comportamiento, una ayuda extra en el reforzamiento positivo,

Capítulo 5

o una mayor magnitud del reforzador, aumenta aún más la probabilidad de ese mismo comportamiento (Bonem y Crossman, 1988; Flaherty, 1982; Reed, 1991). La diferencia es que en este experimento no hay adaptación al nivel del usuario, ni tampoco se considera, ni se mide, lo que haya aprendido el individuo conforme van pasando los bloques de ensayos. De alguna forma, constituye un experimento inicial donde ya tratan de aplicar los procedimientos de aprendizaje para el mejor desarrollo de los BCI, lo que coincide con los objetivos generales propuestos en esta tesis doctoral.

Aunque lo hacen de una forma teórica y matemática, Bryan, Martin, Cheung y Rao (2013) han presentado una formulación matemática basada en modelos de decisión de Markov (POMDP) para adaptar el *feedback* que proporciona el sistema BCI al individuo en función de la ejecución que vaya teniendo, lo que proponen como una fórmula co-adaptativa del sistema BCI, lo que de alguna forma sería también un posible procedimiento de moldeamiento. En su formulación matemática del procesamiento de las señales y *feedback*, que solo prueban con un participante, utilizan un proceso de inferencia bayesiana para calcular la distribución de probabilidades de la actividad cerebral según la estimulación presentada (que llaman “creencias”), y luego calculan las acciones posibles del sistema BCI en función de la distribución de esas “creencias” para maximizar la probabilidad de *feedback* o reforzamiento en la pantalla. Para ellos supone un gran aporte en la mejora de los sistemas BCI basados generalmente en una clasificación directa a partir de los resultados en las ondas, o basados solo en la utilización de técnicas de regresión para obtener los criterios de clasificación de las respuestas neuronales diferenciales. Sería una fórmula de adaptación y ajuste automático a las circunstancias cambiantes del individuo y sus mejoras

progresivas en el control del sistema BCI. Afirman que sería una técnica para optimizar la velocidad de ajuste del individuo a partir de las características en tiempo real de las señales neuronales. Sin embargo, no presentan resultados comparativos ni datos de lo que supondría su aplicación, sólo una demostración de su funcionamiento con un participante.

Algunos otros experimentos han tratado de manipular el *feedback* visual presentado al individuo para observar sus posibles beneficios o no sobre la adquisición del manejo y control de un sistema BCI. Es el caso del estudio de McFarland, McCane y Wolpaw (1998) que investigaron las diferencias entre un *feedback* instantáneo y otro demorado, observando en los resultados que había algunas diferencias individuales en la ejecución, pero no encontraron diferencias significativas entre los dos procedimientos. También Neuper, Scherer, Wriessnegger y Pfurtscheller (2009) han estudiado si influye el presentar un tipo de *feedback* realista u otro más abstracto en el sistema BCI, sus resultados no mostraron diferencias significativas entre ambos tipos de *feedback*. En el estudio de Leeb et al. (2006), los autores verifican la influencia de los diferentes tipos de *feedback* sobre la misma tarea, además de demostrar que es posible moverse a través de un entorno virtual que simula una calle. Ellos evalúan los usuarios en tres distintos grados de inmersión en el entorno virtual. Los resultados indican que el tipo de *feedback* que recibe el usuario influye en el rendimiento de la tarea, pero no en la precisión del clasificador de una u otra tarea cognitiva. Concluyen que entornos virtuales con mayor inmersión favorecen a un mejor rendimiento. En la Figura 5-6 se observa el entorno virtual de máxima inmersión (*cave*) utilizado por los autores en el experimento. Además, esta condición genera más motivación al usuario.

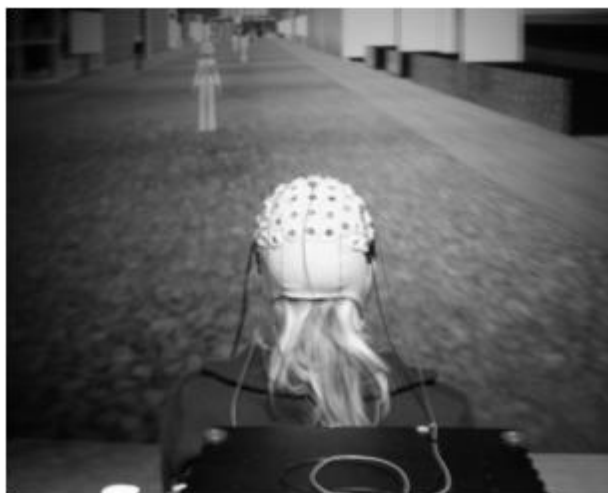


Figura 5-6. Entorno de máxima inmersión. Una participante controla un avatar por una calle virtual en el entorno de máxima inmersión (Leeb et al., 2006).

Las aportaciones de la Psicología en la mejora de los sistemas BCI también se centran en otras áreas. Como se ha comentado anteriormente, uno de los objetivos de estas técnicas electrónicas es proporcionar al usuario de estos sistemas una forma de interacción con el mundo real, puesto que sus grandes limitaciones físicas les impiden otras formas de interacción más habituales, o con tecnologías de menor impacto. La experimentación con estos sistemas suele hacerse en un entorno controlado, el usuario está totalmente concentrado en la tarea cognitiva de imaginación que debe ejecutar, sin considerar otros posibles efectos distractores. La influencia de tales efectos no se suele considerar, o no se tiene en cuenta en una situación de laboratorio. Sin embargo, esas estimulaciones ambientales y distractoras estarán presentes con seguridad en las actividades diarias del usuario cuando vaya a utilizar un BCI.

Friedrich, Scherer, Sonnleitner y Neuper (2011) realizaron un experimento para verificar si es factible para un usuario utilizar un sistema y al mismo tiempo abstraerse de estímulos auditivos distractores. En su experimento utilizaron 4 clases de respuestas en imaginación para controlar un sistema BCI:

- 1 - Asociación de palabras;
- 2 - Resta mental;
- 3 - Imaginación motora de la mano izquierda y
- 4 - Navegación espacial.

El estudio contó con 14 participantes sanos y sin experiencia previa en los sistemas BCI, aunque eliminaron a 3 de ellos porque no adquirían un mínimo control del sistema, lo que suele ser habitual en los estudios de este tipo (el número de voluntarios suele ser pequeño, las sesiones fatigantes, a lo que se añaden los problemas en la detección y el procesado de la señal, con lo que muchos participantes no logran un mínimo de control del sistema). Los 11 participantes validos participaron en 10 sesiones de 2 horas de duración a lo largo de 5 semanas. Las dos primeras sesiones eran de adaptación y entrenamiento, y las demás eran de entrenamiento con *feedback* sin embargo, sólo utilizaron las dos últimas para evaluar la ejecución y presentar los estímulos distractores simultáneos de forma activa, neutra y pasiva al usuario. De forma aleatoria, se solicitó al participante imaginar una de las cuatro tareas de imaginación durante 7 segundos. La distracción auditiva, cuando era presentada, ocurría simultáneamente a la tarea imaginación (ver el procedimiento en la Figura 5-7). En los primeros 2s el participante espera la indicación de la tarea de imaginación (Figura 5-7, A). En el ejemplo de la Figura 5-7 (B) se refuerza el cuadrado que indica que el

Capítulo 5

usuario debe ejecutar la tarea de resta mental (la tarea es imaginar la resta de $100-7=93-7=86-7=79$). En el segundo 4 (C) se indica que el participante debe empezar la tarea de imaginación. En el segundo 9 (D) el participante recibe el *feedback* (deflexión en la señal EEG), en el ejemplo, el *feedback* es positivo. Compararon los resultados para cada participante en las tres situaciones, activa, neutra y pasiva, que sugieren que los estímulos auditivos paralelos no afectan las características de la señal EEG mientras el participante imagina una de las cuatro tareas de este estudio. Es decir, estas distracciones de tareas simultáneas no afectan el control del sistema y animan a la utilización de este sistema en una situación real para hacer los estudios más naturales.

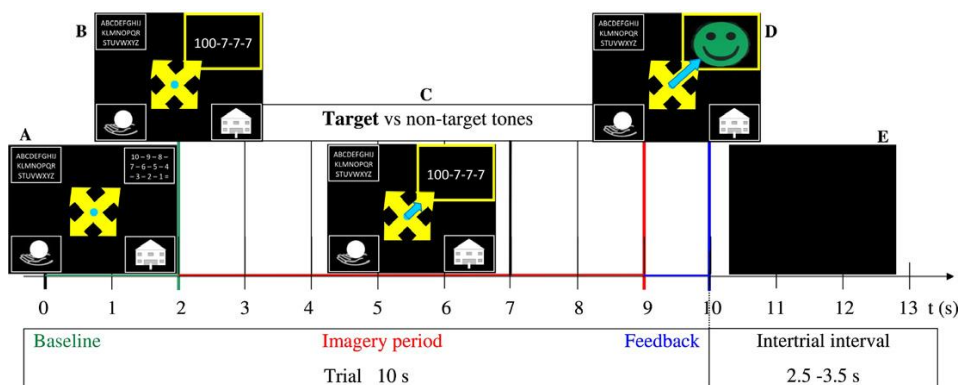


Figura 5-7. Procedimiento experimental del estudio de Friedrich, Scherer, Sonnleitner y Neuper (2011).

Foldes y Taylor (2013), realizaron un experimento semejante donde querían verificar el efecto del habla y distractores cognitivos mientras el usuario utilizaba una prótesis robótica. Participaron en ese experimento 6 usuarios sanos sin conocimiento de los sistemas BCI. Los comandos para

mover el dedo de la mano robótica dependían de la tarea de imaginación motora de pies y manos (Figura 5-8). Los participantes tenían 12 segundos para mover un cursor ubicado la punta del dedo índice del brazo virtual desde el centro del área de trabajo hacia uno de los cuatro objetivos radiales. Los participantes tenían que mantener en la punta del dedo/cursor sobre la diana durante 1 segundo para que se considerase como un éxito. Para evaluar los efectos de la realización de tareas cognitivas y el habla en el control del movimiento del brazo, una vez adquirida la habilidad para mover el brazo robótico, evaluaban a los participantes en tres momentos, que se describen a seguir.

1 - Realizando solamente el movimiento del brazo.

2 - Realizando el movimiento junto con la tarea de repetir en voz alta unas letras que se le presentaban.

3 - Realizando el movimiento y además la tarea cognitiva de que recordasen y repitiesen la letra anteriormente presentada.

Los autores utilizaron una *t*-student de medidas repetidas para el análisis estadístico de los participantes en las 3 condiciones y los resultados obtenidos no fueron significativos. Los resultados de su experimento coinciden con los de Friedrich et al. (2011), en que los efectos de la carga cognitiva añadida y el habla simultánea no son suficientemente distractoras como para causar un sesgo significativo en el control de la dirección y manejo de la mano robótica. Sin embargo, sugieren realizar este tipo de estudios con otros tipos de interfaces y de BCI.

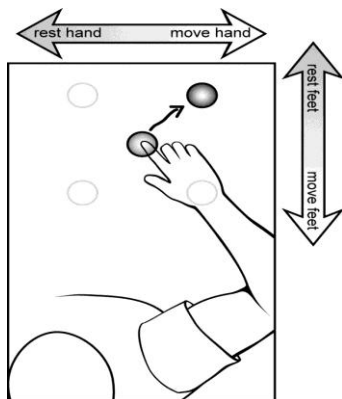


Figura 5-8. Movimientos de la yema de dedo indicador en 2d asociados a imaginación motora de pies y manos en el experimento de Foldes y Taylor (2013).

Con estos propósitos ya clínicos en personas con problemas de discapacidad, Grosse-Wentrup y Scholkopf (2014) han presentado un estudio comparando personas con ELA y otras sin problemas físicos, manejando un sistema BCI basado en el control de amplitud de las ondas gamma del córtex parietal. En este estudio entrenan a los participantes en una respuesta de atención focalizada y de relajación, detectando las ondas gamma resultantes de cada proceso cognitivo que se supone está realizando el individuo. Las personas sin problemas aprendieron pronto a regular sus respuestas neuronales de ondas gamma sin embargo, las personas con ELA tenían niveles de respuestas detectables de media del 55.8%, pero eran insuficientes como para manejar el sistema BCI adecuadamente.

Sin embargo, un estudio de caso único realizado con un hombre de 51 años diagnosticado con ELA, que no podía utilizar otros dispositivos para comunicarse, ha mostrado la utilidad de un sistema BCI en la vida cotidiana (Sellers, Vaughan y Wolpaw, 2010). Tras su calibración y entrenamiento en

laboratorio, los cuidadores le ponían el casco y electrodos en casa. El equipo era re-calibrado a través de Internet y se evaluaba la precisión que tenía esta persona al utilizarlo cada día. Los autores informan que estuvo utilizándolo durante dos años y medio, con una precisión media del 83%, permitiéndole cierta independencia en sus interacciones sociales, al poder comunicarse con sus familiares y amigos a través de este sistema, pero también al utilizarlo para su trabajo *on-line* en el ordenador como investigador de laboratorio y tener comunicaciones continuas a través del correo electrónico.

Los sistemas BCI basados en P300 suelen ser utilizados para estudiar variables tanto biológicas como psicológicas de una persona. En la extensa revisión hecha por Polich y Kok (1995), los autores analizan una multitud de estudios que utilizan los potenciales P300, lo que definen como un fenómeno complejo, y concluyen que existe una relación causal entre el estímulo y el potencial P300, pero que puede ser difícil delimitar directamente su función y relación. La percepción del estímulo que genera el P300 ha sido estudiada por Mangun y Buck (1998), quienes realizaron un estudio con 8 participantes y evaluaron formas distintas sobre cómo el usuario percibía el estímulo (un punto que parpadea) en función de los cambios de dirección y su foco atencional. Durante el procedimiento, el punto siempre parpadeaba en el centro de la pantalla y los usuarios mantenían la atención en puntos aleatorios previamente determinados por el experimentador. Los resultados mostraron que el índice de reacción a un estímulo es mayor cuando el foco atencional está entre dos posibles puntos, en comparación a cuando la atención es sostenida sobre un único punto fijo.

Por otro lado, con estos sistemas de BCI-P300 se han estudiado también otros factores relacionados con el usuario. Así, el estudio de Kleih,

Capítulo 5

Nijboer, Halder y Kübler (2010) ha verificado el efecto de la motivación sobre un sistema BCI basado en P300. Utilizaron una matriz *speller* con 7 filas y 7 columnas de letras para una tarea ortográfica, donde los participantes (33 estudiantes universitarios) debían de focalizar su atención sobre la letra exacta que querían escribir para ir produciendo poco a poco una palabra completa. Dividieron a los participantes aleatoriamente en tres grupos:

- los que recibían 25 céntimos de euro por cada selección correcta,
- los que recibían 50 céntimos de euro,
- el grupo control, que no recibía ningún tipo de reforzador económico extra por la tarea.

En los resultados encontraron que la auto-motivación que informaban en el autoinforme inicial no se veía afectada, y era independiente de la cantidad de reforzamiento económico recibido. Según los autores, eso sería debido al elevado interés de los estudiantes en participar en el experimento, quizás por su novedad o interés en sus estudios. Sin embargo, al comparar la amplitud de la señal P300 conseguida, aparecían diferencias significativas entre el control y los dos grupos experimentales. Así pues, los autores concluyen que es importante el papel de la motivación extra en el manejo de un sistema BCI basado en P300.

Este mismo equipo (Kleih et al., 2013) ha realizado un estudio con un objetivo semejante sobre la motivación extrínseca en la tarea pero basado en SMR-BCI. Participaron 51 personas sanas y una muestra clínica de 11 pacientes que habían sufrido un accidente cerebrovascular (ACV). Se les pidió a los usuarios que imaginasen el movimiento de mano derecha o mano izquierda, de acuerdo con una flecha indicativa. La tarea de imaginación motora era contrastada con el estado de reposo. Los participantes sanos

hicieron un total de 300 ensayos con 8 segundos de duración cada uno. Los participantes con ACV realizaron entre 6 y 12 sesiones con una cantidad de entre 80 y 120 ensayos de 4 segundos de duración. Para contrastar con la ejecución en el sistema SMR-BCI, utilizaron diversos tests psicométricos, para evaluar la motivación, la confianza en su dominio, el miedo de la incompetencia y el desafío e interés que suscitaba el sistema. En los resultados, los autores afirman que aunque encontraron relación entre la motivación y el rendimiento, es el temor a la frustración la variable que más afecta al rendimiento en el sistema BCI. Esta variable parece ser común a la muestra de participantes con ACV y sanos. Sin embargo, también proponen realizar estudios con una muestra mayor y con mayor control de las variables motivacionales, no sólo mediante test psicométricos.

En el estudio de Lakey et al. (2011) se aborda otro tema importante para la interacción con estos sistemas BCI como es la fijación de la atención. Los autores relatan que la técnica se basa en adquirir control del foco de atención bajo técnicas de meditación. Estudiaron los efectos de un procedimiento de inducción de la atención mediante meditación y *mindfulness*, para ver su posible efecto en el rendimiento del usuario en una tarea con el teclado alfanumérico *Speller* (6x6). El experimento se realizó con 18 alumnos universitarios, sin experiencia previa en BCI o en prácticas de meditación. Dividieron los participantes en dos grupos de 9 personas: (1) un grupo recibió la técnica de relajación y meditación *mindfulness* y (2) el otro grupo actuó como control sin ningún tipo de entrenamiento atencional. Los dos grupos deberían ejecutar la tarea de ir seleccionando letras y deletrear palabras con el sistema BCI-Speller. Los resultados de este experimento han sido muy favorables hacia el grupo que recibió la técnica de

Capítulo 5

relajación y *mindfulness*. Sin embargo, en la descripción del procedimiento se observa que el estudio ha utilizado un elevado número de estímulos para la selección de un único símbolo, es decir, cada fila y cada columna es iluminado 13 veces, generando un total de 26 estimulaciones por símbolo. Esto puede haber generado cierta fatiga y aburrimiento en los participantes, por lo que también podría hipotetizarse este efecto motivacional como factor, puesto que el grupo sin un entrenamiento en relajación seguro que soportaría más difícilmente una tarea tediosa. Los propios autores afirman que estos resultados deben ser replicados para que pueda afirmarse el beneficio de esta técnica de relajación sobre el manejo del sistema BCI.

Se han revisado en este capítulo los estudios específicos en los que se han utilizado algunas contribuciones y principios desde la Psicología, para el desarrollo de los sistemas BCI. Estudios que resaltan, por un lado, la importancia en utilizar técnicas de aprendizaje (p.ej., reforzamiento o *feedback* aumentado, adaptación al repertorio del usuario, valorar el aprendizaje progresivo de la tarea, la motivación extrínseca de la tarea) para optimizar el entrenamiento y obtener una mejor ejecución en el sistema BCI y, por otro lado, estudios que resaltan la importancia de verificar el efecto de estímulos distractores, sean visuales o auditivas, que asemejen los estudios sobre sistemas BCI más a la utilización en un contexto natural. También se han repasado estudios sobre variables psicológicas (p.ej., atención, relajación, sobrecarga de tarea, tipo de participantes, etc.) que puedan influir en algún momento al manejo de los sistemas BCI. Todos estos estudios, aunque escasos dada la novedad y carácter muy experimental del tema, constituyen la base del desarrollo de los experimentos que se describen a continuación y que forman parte de esta tesis doctoral.

6 - OBJETIVOS DE LA TESIS

La investigación de esta tesis doctoral tiene como objetivo utilizar el conocimiento pertinente de los procesos básicos psicológicos para desarrollar interfaces cerebro-computador (BCI), teniendo en cuenta los factores psicológicos básicos de la persona, como parte y usuaria del sistema informático. Se trata de utilizar los conocimientos y procedimientos de la Psicología para intentar mejorar la interacción con un BCI, incluyendo el proceso de aprendizaje y manejo de estos sistemas por cualquier persona.

El objetivo final del proyecto de investigación en el que se enmarca esta tesis es desarrollar un sistema BCI como una herramienta que permita a personas afectadas por severas enfermedades neurológicas y gran discapacidad física, tener una mayor calidad de vida, con un mínimo de autonomía en su vida diaria. Los beneficios de los sistemas BCI a esos usuarios se centran en dos áreas: la comunicación y la locomoción. Por un lado, el proyecto busca desarrollar un sistema BCI que permita controlar una silla de ruedas motorizada, favoreciendo la movilidad a personas con elevados grados de discapacidad motora. Por otro lado, busca el desarrollo de

una interfaz de navegación que posibilite una escritura rápida y eficaz en el ordenador para comunicarse, utilizando solamente la señal EEG del usuario, posibilitando así un canal extra de comunicación para estas personas que apenas tienen capacidad de movimiento.

Con estos hitos como referencia, se describirán tres estudios experimentales, desarrollados en laboratorio pero con participantes sin discapacidad, buscando en estos estudios dar un valor añadido por parte de la Psicología a la mejora de la interacción con estos sistemas BCI. Como objetivo general se trata de estudiar la mejoría que pueden introducir las variables psicológicas o factores humanos en el manejo de un BCI.

6.1 Objetivos del primer experimento

Para lograr el propósito de manejar la silla de rueda se utiliza un sistema SMR-BCI, sin embargo, el aprendizaje de este sistema resulta difícil, requiere gran cantidad de ensayos, y no todas las personas pueden lograr un manejo del sistema suficientemente bueno, con respuestas neuronales diferenciadas, como para que pueda manejar un sistema BCI. Por lo tanto, las primera preguntas de investigación que nos planteábamos era cómo mejorar el aprendizaje de este sistema, de forma que cualquier persona pudiera adquirir su manejo, y como podía detectarse una respuesta neuronal específica y que el individuo la utilice voluntariamente para controlar el movimiento de la silla a través del sistema BCI.

Estudios anteriores del grupo de investigación habían desarrollado ya un sistema de entrenamiento mediante ensayo-error, para que el sujeto

adquiriese habilidades de sincronización/desincronización de cadenas neuronales, actividad cognitiva que los participantes anteriormente no hacían, por lo menos no de forma voluntaria. El procedimiento de entrenamiento propuesto por Ricardo Ron-Angevin y Antonio Díaz-Estrella (2009) utiliza la realidad virtual para proporcionar al usuario mayor interacción y motivación, y da un *feedback* visual inmediato en las imágenes en cuanto el individuo consigue activar la respuesta neuronal adecuada. Simulan un videojuego de un coche en la carretera, y el usuario ha de desplazarlo a izquierda o derecha para lograr evitar obstáculos. Después de una sesión, las personas tienen la total sensación de estar jugando con el coche del videojuego sólo con su “mente” (con su señal EEG). Esta técnica ha probado ser más eficaz cuando se compara al procedimiento estándar del paradigma de Graz sin la RV (Guger et al., 2001). Para que el usuario experimente un mínimo de sensación de control es necesario que tenga una tasa de error más baja que el 30%, es decir, que logre controlar de forma voluntaria más de un 70% (Kubler et al., 2001) en su tarea cognitiva. Sin embargo, aun siendo mejor, no ha logrado extinguir la tasa de error, ni tampoco estabilizar los índices de aprendizaje de los participantes. Por otra parte, ese procedimiento tampoco considera un entrenamiento específico para cada tarea cognitiva de respuesta reposo y derecha, considerando que el individuo tiene el mismo grado de habilidad o capacidad para producir esas tareas cognitivas encomendadas (algo que no se cumple, puesto que en gran parte de los participantes no se consigue unas respuestas neuronales diferenciales en la sesión inicial de calibración). Por otro lado, en líneas generales, constituye un sistema de aprendizaje de ensayo-error, puesto que los movimientos del coche virtual corresponden a las respuestas neuronales directas del EEG, de forma que el individuo ha de

Capítulo 5

ir aprendiendo poco a poco y tras muchos ensayos, cómo manejar ese sistema BCI.

En otros estudios del grupo de investigación se han introducido mejoras, por un lado, encontrando un parámetro o algoritmo que permite distinguir de forma más objetiva las señales diferenciales de reposo-derecha (da Silva-Sauer et al. 2011) y aplicar, pues, mejores criterios de distinción de las señales EEG a partir de la primera sesión de calibración. También se realizó otro estudio (da Silva-Sauer et al. 2013) aplicando *feedback* visual diferencial y moldeamiento progresivo a las respuestas adecuadas en el movimiento neuronal del coche virtual, pero el control de ese movimiento no era mejor que el estándar anteriormente probado.

Partiendo, pues, de estos estudios previos se propuso un primer experimento en el que se aplicase el procedimiento de moldeamiento con reforzamiento diferencial y aproximaciones sucesivas de las respuestas neuronales con la tarea del coche virtual, con el objetivo de observar si este procedimiento más exhaustivo de aprendizaje podría mejorar la interacción y el manejo del sistema BCI.

En este caso, el procedimiento suponía que se administraba reforzamiento o *feedback* visual a ambos tipos de respuestas, tanto a los movimientos correctos del coche como a los incorrectos, maximizando los primeros y minimizando los segundos, y aplicándolos por igual a la tarea cognitiva para el movimiento a derecha y la tarea del estado de reposo, es decir, para movimiento a la izquierda. Al mismo tiempo, también se iba cambiando progresivamente los criterios de ese reforzamiento visual conforme el individuo iba consiguiendo mayor control del sistema BCI en los ensayos, es decir, se aplicaban aproximaciones sucesivas disminuyendo

progresivamente la cantidad de ayuda hasta que el individuo manejase por sí mismo el sistema BCI sin ayuda del *feedback* diferencial.

El objetivo, pues, de este primer experimento era probar si este procedimiento de BCI adquirido mediante moldeamiento podía mejorar el aprendizaje y manejo, comparado con el sistema estándar de ensayo-error, que se venía utilizando en el mismo tipo de investigación. Nuestra hipótesis era que la aplicación de esta técnica utilizada para la adquisición de otro tipo de habilidades motoras habituales (p.ej., en niños con retraso, competición deportiva, habilidades artísticas) podría favorecer el aprendizaje en los sistemas SMR-BCI y, por consiguiente, mejorar el control del usuario cuando utilice interfaces de navegación más complejas.

6.2 Objetivos del segundo experimento

Los usuarios de SMR-BCI que se encuentran en etapas más avanzadas, utilizando interfaces de navegación complejos en entornos virtuales, tampoco están libres de equivocarse. La habilidad adquirida en las sesiones de entrenamiento en laboratorio puede tener bastantes fallos en cuanto el sistema BCI se aplica en condiciones menos controlables, en la vida diaria. En estas condiciones es posible que se active o desactive la señal EEG de forma involuntaria. Este efecto puede deberse a innumerables factores, por ejemplo: fallos en la instrumentación, ruido eléctrico ambiental que se mezcla con la señal EEG, mala calibración de las respuestas neuronales diferenciales, y también factores propios de la persona que afecten al momento mismo del manejo del BCI.

Capítulo 5

La mayoría de los estudios sobre BCI se han realizado siempre dentro de un contexto de laboratorio, con gran control no solo de las medidas, sino también de la estimulación presentada. En gran parte se utilizan entornos virtuales simplificados, como muchos tipos de videojuegos sencillos similares al utilizado en nuestro primer experimento.

En las fases iniciales de entrenamiento, se suelen utilizar interfaces simples sin gran variedad de estímulos visuales. Sin embargo, cuando la estimulación visual presentada es más compleja, podría resultar distractora, llevar las respuestas atencionales del individuo hacia esos otros estímulos novedosos y, por lo tanto, cambiar las señales neuronales que deberían obedecer únicamente a las tareas de imaginación visual y motora con las que se entrena a los participantes. Puesto que el objetivo final del grupo de investigación con el sistema BCI es posibilitar la autonomía de locomoción a través de una silla de ruedas, es necesario asegurar que otros estímulos paralelos, novedosos, repentinos, presentados al tiempo que los necesarios para el manejo del sistema BCI no entorpezcan el normal desarrollo y control del sistema BCI por parte del individuo, es decir, que no actúen como activaciones involuntarias de la señal EEG.

Con el fin de investigar el posible efecto de estos estímulos novedosos sobre la ejecución del usuario se ha desarrollado un entorno virtual que recrea un parque con múltiples fuentes de estimulación, no sólo visual sino también auditiva. La idea es que el usuario pueda experimentar el movimiento y las sensaciones habituales asociadas a situaciones comunes en un parque, al tiempo que está interaccionando con el sistema BCI. En este experimento, los participantes han de moverse por un parque virtual, con su camino trazado, árboles, carretera y montañas de fondo, etc., que supone

movimiento virtual en tres direcciones (adelante, izquierda, derecha) para exploración de ese parque. Sin embargo, en algunos tramos del camino y de forma repentina aparecen otras estimulaciones, p.ej., niños jugando, perros corriendo, personas leyendo, cajas que se caen, etc.

El objetivo, pues, de este segundo experimento era comprobar si una estimulación más compleja, más similar a una situación realista, afectaría o no a la ejecución continuada en el BCI. De esta forma, se compara la ejecución de los mismos participantes en ese entorno virtual del parque, con y sin estimulación compleja o novedosa. La hipótesis, en principio, era que al presentar nuevos estímulos auditivos y visuales sobre la misma tarea, ésta se resentiría y la ejecución del control del sistema BCI sería peor.

El objetivo de este estudio es también fundamental para el desarrollo de los sistemas BCI en ambientes cotidianos y su uso por parte de personas con grave discapacidad, puesto que tras su aprendizaje en laboratorio es necesario extender esas habilidades de control neuronal a la vida diaria. Así, pues, constituye un reto saber si, en un ambiente estimular más enriquecido, el individuo es capaz de mantener el control de sus respuestas neuronales y tareas cognitivas necesarias para manejar la silla de ruedas.

6.3 Objetivos del tercer experimento

Otro área importante en el que se están aplicando los sistemas BCI es en el de la comunicación, para facilitar interacciones de comunicación a personas con graves déficits, prácticamente inmóviles, que no pueden

Capítulo 5

comunicarse a través de otros sistemas de comunicación alternativa (p.ej., teclados aumentados, teclados con símbolos, manipulados con respuestas simples, ratones tipo unicornio, registro de la mirada, etc.). En los casos en que prácticamente el individuo no tiene ninguna respuesta motora residual, la activación solamente con la actividad neuronal de un sistema BCI que presente mensajes escritos se convierte en el único sistema de comunicación con los demás.

En este tipo de aplicaciones, los sistemas BCI están basados en ERP, más específicamente con el P300, una señal neuronal que se produce aproximadamente a los 300 milisegundos de aplicar una estimulación sobre la que centrar la atención específica del individuo. En estos sistemas se requiere que el individuo preste atención selectiva a los estímulos, las señales del P300 son generados por una serie de repeticiones de estímulos infrecuentes externos a la persona.

Estos sistemas utilizan las denominadas “matrices spellers”, o matrices de deletreo, propuestas por Farwell y Donchin (1998). Los *spellers* representan una matriz de letras, números o símbolos que pueden permitir escribir sobre una pantalla, escribiendo mensajes compuestos que luego son pronunciados por el ordenador, o acciones determinadas según los símbolos que pueden estar relacionados con cualquier tarea del día a día de una persona. Este tipo de interfaces puede posibilitar a una persona, con severa discapacidad motora, comunicarse con sus familiares a través del ordenador, en forma de palabras, frases o mensajes más complejos, llamar a un número de teléfono, incluso con el suficiente entrenamiento escribir un email y enviarlo a un amigo. La complejidad depende de la matriz speller que contenga además de letras, un símbolo de acceso y envío de email. Además,

un único símbolo puede generar un cambio de matriz proporcionando al usuario otra multitud de opciones de navegación y comunicación. En suma, son sistemas BCI con una matriz similar a los teclados de los móviles, pero manejados a través de la actividad neuronal del usuario. Sin embargo, la interacción no es la misma según sean las características de la matriz speller, y tampoco son iguales las sensaciones de navegación y de facilidad de uso que experimentan según una interfaz con ciertas características o con otras.

Los objetivos, pues, que se proponen con el tercer estudio de la tesis es investigar el impacto que las características en matrices *spellers* producen en el manejo y la usabilidad de estos sistemas por parte del usuario. Para este estudio se han desarrollado tres interfaces con características estructurales y funcionales distintas. La primera es una réplica de la matriz estándar propuesta por Farwell y Donchin. La segunda una matriz con las mismas dimensiones pero con un predictor de palabras. La tercera es una matriz con dimensión reducida, basada en la interfaz T9 utilizada en los teléfonos móviles y también con predictor de palabras.

Nuestra hipótesis aquí, es que la atención sostenida, tiempo de manejo y complejidad de los comandos pueden generar fatiga, aburrimiento, desmotivación y frustración, considerando el índice atencional del usuario y, por lo tanto, aquellos sistemas speller que requieran menos atención sostenida y/o que predigan las palabras del usuario, producirán mejores resultados en la comunicación y más características positivas en la usabilidad de esos sistemas.

Como se ha visto, los objetivos de estos tres experimentos hacen referencia a la mejora de la interacción hombre-máquina en los sistemas BCI, implicando para ello el estudio de procesos psicológicos básicos (desde la

Capítulo 5

atención, percepción, aprendizaje, *feedback*, o imaginación motora) para intentar mejorar el manejo de los sistemas BCI. Se han realizado tres experimentos, cada uno probando unas variables psicológicas u otras (moldeamiento, estimulación compleja, atención, usabilidad), y con un sistema informático BCI diferente (los dos primeros basados en SMR y el último estudio en el potencial P300).

El objetivo general de todos ellos, así como de los realizados con anterioridad por el equipo de investigación, es aplicar los principios y conocimientos de la Psicología al mejor desarrollo posible de estos sistemas informáticos innovadores, que permiten la interacción directa del cerebro con el mundo.

7 - PRIMER EXPERIMENTO

7.1 Introducción

El *feedback* dado al usuario de un sistema BCI es fundamental para que la respuesta neuronal pueda aprenderse, al igual que cualquier otro tipo de respuesta. Es decir, el reforzamiento positivo sobre una respuesta hace que ésta aumente su probabilidad futura. De igual forma, el *feedback* inmediato (generalmente visual) dado al individuo por el ordenador en el sistema BCI es el que permite que esa actividad neuronal se dé como respuesta “voluntaria” o “instrumental”.

El problema técnico en los sistemas BCI es que para que el ordenador proporcione un *feedback* adecuado, inmediato y contingente, ha de transformar las señales de acuerdo con sus características, clasificarlas como respuestas concretas 1 y 0 (si/no, on/off) optimizando las señales EEG, y una vez clasificadas/decodificadas proporcionar el *feedback* oportuno sobre la pantalla del ordenador o sobre el artefacto concreto que mueva el software (p.ej., un movimiento adelante de la silla de ruedas).

Los tipos de *feedback* habitualmente proporcionados por estos sistemas BCI dependen del entrenamiento dado a los participantes (Wolpaw

et al., 2002), pero también se diferencian por la forma del procesado de las señales para conseguir esa clasificación/decodificación. Entre esos tipos se encuentran los de clasificación fija (Birbaumer et al., 1999; Wolpaw et al., 1991), y los que utilizan un sistema de clasificación/decodificación optimizado para los datos EEG (Blankertz et al., 2006; Millán et al., 2002). Sin embargo, la técnica más habitual para dar ese *feedback* es en ensayos discretos donde las señales de una clasificación previa, una vez obtenida en ensayos de calibración de prueba para cada persona en concreto (pues son diferentes para cada uno), se utilizan como criterio para los siguientes ensayos. A partir de esa decodificación/clasificación previa el sistema ya determina cuándo suministrar o no *feedback*. Es decir, cuando las señales sincronizadas están por debajo de un determinado nivel se proporciona *feedback* (reforzamiento positivo) moviendo el objeto en pantalla, si están por encima de ese nivel no hay *feedback*, ni cambio alguno en pantalla.

Hay pocos estudios sobre los posibles cambios que se pudiesen introducir en el *feedback* para mejorar el aprendizaje de un sistema BCI. Algunos procedimientos actuales proponen alternativas muy interesantes en el entrenamiento del usuario en la forma de recibir el *feedback*. El estudio de Barbero y Grosse-Wentrup (2010) presenta un *feedback* con “sesgos”, es decir, haciendo que el usuario crea que lo hizo mejor (o peor) de lo que él/ella realmente lo hizo. El trabajo de Kubler et al. (2001) concluye que el *feedback* positivo, es decir, sólo proporcionar información cuando la tarea se realizó correctamente, puede mejorar el rendimiento al menos para usuarios nuevos o inexpertos en sistemas BCI.

En este sentido, teniendo en cuenta que el sistema BCI es una interfaz entre un organismo y un ordenador, la Psicología como una ciencia de la

conducta es la que puede aportar gran parte de sus conocimientos y hallazgos sobre el proceso de aprendizaje a estos sistemas BCI.

La conducta humana se genera por la "interacción", es una habilidad que se adquiere, por lo tanto, puede ser entrenada y aprendida. No vamos a mencionar aquí todo lo que ha aportado la "Psicología del Aprendizaje" y del "Análisis Experimental de la Conducta" al entendimiento del comportamiento, y las formas de cambiar esas respuestas humanas o animales. Más aún, todas las aportaciones de las técnicas del *biofeedback* para el manejo de respuestas fisiológicas, y su aplicación con buenos resultados en problemas de salud.

Uno de los métodos utilizados en la Psicología para mejorar el proceso de aprendizaje de nuevas conductas, con un mínimo de errores y de manera progresiva, es el denominado procedimiento de moldeamiento con aproximaciones sucesivas (Domjan, 1998; Skinner, 1975). Esta técnica consiste en un refuerzo diferencial por pequeñas aproximaciones a un comportamiento final, es decir, guiar el comportamiento del individuo hacia el comportamiento deseado. Este procedimiento fue descubierto ya por Skinner para conseguir que las palomas se acercasen y picasen a la tecla, pero ha tenido aún más éxito para crear métodos educativos para niños con y sin problemas, p.ej., cambiar la articulación del lenguaje, mejorar el procedimiento de lectura y de escritura, cambiar una conducta disruptiva poco a poco, incluso crear nuevas conductas creativas o artísticas (Martin y Pear, 1998; Malott, Malott y Trojan, 2005; Miltenberger, 2013).

Dadas las dificultades de aprendizaje que suelen tener los usuarios de los sistemas BCI, pues necesitan bastantes sesiones y pocos lo consiguen controlar, nos propusimos utilizar este procedimiento de moldeamiento

progresivo al aprendizaje del sistema BCI. En este caso, se presentan consecuencias reforzantes como *feedback* visual contingentes a pequeños cambios en los ritmos EEG del individuo. De esta manera, al aumentar progresivamente el *feedback* sobre las respuestas neuronales adecuadas y disminuir los efectos de los errores, las respuestas neuronales son mejor detectadas y van aumentando progresivamente a lo largo de los ensayos hasta diferenciarse claramente dos patrones EEG de activación y desactivación que permiten manejar más fácilmente el sistema BCI. De esta forma, se supone como ocurre en cualquier otra respuesta motora, que al aumentar el reforzamiento sobre las respuestas correctas y minimizar los errores, esas respuestas neuronales irían también cambiando progresivamente.

El objetivo de este primer experimento fue comprobar la posible eficacia del moldeamiento, cambiando el sistema de *feedback* del BCI, para la mejora en la adquisición y control de ese sistema BCI. Para ello se compara el sistema estandarizado de proporcionar *feedback* tras una decodificación/clasificación inicial, frente a este otro sistema con moldeamiento progresivo donde la clasificación va cambiando conforme el individuo va realizando ensayos.

Buscamos mejorar el proceso de aprendizaje, con menos errores y menor tiempo de aprendizaje, utilizando como base el procedimiento de formación en sistema BCI propuesto por Ron-Angevin y Díaz-Estrella (2009), y comparando este procedimiento estandarizado con el nuevo de moldeamiento por aproximaciones sucesivas.

7.2 Método

7.2.1 Participantes

Para los tres experimentos que componen la tesis se han realizado sesiones iniciales con un número mucho mayor de participantes, estableciendo una relación 3 sujetos no válidos a cada 1 válido. Solo aquellos sujetos cuya "tasa de error" en la primera fase fuese inferior al 30% continuaban con la sesión con *feedback* y con la fase de evaluación. Todos los participantes, incluso los descartados, firmaron un consentimiento informando de que eran conscientes de las directrices del experimento y que podrían desistir en cualquiera momento y consentían la divulgación de los datos para fines científicos (ver anexo 1).

El límite de la tasa de error (en los estudio con SMR-BCI) o porcentaje de potencial relacionado al estímulo (en el caso del P300-BCI) para la elección de un sujeto "valido" es establecido de forma convencional por los experimentadores. En el estudio de Kubler et al., 2001, los autores definen un mínimo de 30% de tasa de error (tanto para SMR-BCI como P300-BCI) en la clasificación como el límite máximo que permitiría una comunicación eficiente utilizando un sistema BCI. Es decir, que por lo menos 70% de la comunicación sea ejecutada de forma voluntaria por parte del usuario.

La mayoría de los participantes descartados en los estudios de esta tesis ha ocurrido por la tasa de ruido en la señal EEG. Este ha sido uno de los factores del bajo número de participantes en los tres experimentos. La baja muestra dificulta la realización de estudios con más posibilidad de

Capítulo 7

generalización, aunque los diseños utilizados presentan suficiente validez interna. De este modo, una vez decidido cuantos sujetos se necesitaba que participaran en un experimento, fue aplicado el criterio anterior hasta alcanzar dicho número mínimo de participantes.

En este experimento participaron voluntariamente 13 estudiantes de la Facultad de Psicología de la Universidad de Málaga, sin experiencia previa en BCI. Todos los participantes eran mujeres con una media de edad de 22,38 (+/- 2,5 años). Los participantes recibían 0.3 puntos de prácticas si participaban solamente en la primera sesión (participante no válido) y 0.5 puntos si participaban en todas las sesiones (participante válido).

7.2.2. Diseño

Se ha utilizado un diseño mixto de caso único y control entre-grupos. En el Grupo Experimental con 5 participantes, se ha aplicado el procedimiento de moldeamiento; y en el Grupo Control con 4 participantes, se ha aplicado el procedimiento estandarizado de BCI.

Como diseño de caso único cada participante ha tenido medidas repetidas en bloques de ensayos sucesivos con control concurrente con 2 respuestas neuronales registradas de forma simultánea. La característica fundamental de este diseño es que los mismos participantes pasan por todas las condiciones experimentales. Se realizan comparaciones entre condiciones y para ello se utilizan las medidas de cada sujeto en cada condición. Con este enfoque, el investigador obtiene gran cantidad de datos de uno o varios participantes bajo condiciones tanto de ausencia como de presencia de

tratamiento. Para evaluar si los participantes adquieren una nueva habilidad (adecuado manejo en el sistema) a lo largo de los ensayos, se considera el mismo usuario durante todo el tiempo mediante medidas repetidas.

Como diseño entre-grupos, aunque han sido grupos pequeños, los participantes se han aleatorizado previamente, y se han igualado en los dos grupos las condiciones de aplicación del sistema BCI en cuanto a tiempos, número de ensayos, secuencia del procedimiento, etc.

7.2.3. Situación de experimentación

La sala experimental utilizada en este experimento era libre de ruidos externos y con aislamiento eléctrico. En el momento del registro de la señal EEG el participante se encontraba solo en la sala sin la presencia del experimentador. La dimensión de la sala era de 5.5 x 3.5 metros, con paredes pintadas en color negro. El participante realizaba la prueba sentado confortablemente en una silla posicionada entre 3.5 y 4 metros de la pantalla estereoscópica de 170x240 centímetros, y recibía el audio por un equipo de sonido envolvente 5.1

7.2.4. Instrumentos

La señal EEG se registró a partir de dos canales bipolares. Se utilizaron electrodos de oro activos y se colocaron 2,5 cm anterior y posterior

Capítulo 7

al electrodo posiciones C3 y C4 (áreas sensoriomotoras de la mano derecha e izquierda, respectivamente) de acuerdo con el sistema internacional 10/20. El electrodo de tierra se colocó en la posición FPZ. Las señales fueron amplificadas por un amplificador de 16 canales de bioseñales g.BSamp (*Guger Technologies*) y luego digitalizadas a 128 Hz por una tarjeta de adquisición de datos NI USB-6210 (*National Instruments*) con resolución de 12 bits. Para el análisis, se utilizó un programa desarrollado en MATLAB que permitió tanto el análisis *online* como el *offline* de todas las señales EEG del usuario. El estudio estadístico de los resultados se realizó en SPSS. El ordenador de mesa utilizado ha sido de la marca LG con un procesador Intel Core2 Quad de 2.4 GHz y 3 GB de memoria RAM.

7.2.5. Procesado de la señal

El procesamiento de señales en el sistema BCI implica la extracción de las características de las señales EEG y clasificarlas. Dicho procesamiento se basa en la propuesta por Guger et al. (2003), sin detección de artefactos. La extracción de las características de la señal consistió en la estimación de la potencia media de la señal en ventanas de 0,5 s en una banda específica de la clase reactiva de frecuencia, que se identificó manualmente mediante la comparación de los espectros de potencia de dos rastros en dos intervalos diferentes de 1 s: una en la que los participantes no realizaban ninguna tarea cognitiva específica, y otra en la que se les pedía imaginar el movimiento de la mano derecha. Para cada sesión, se obtuvo una curva de la tasa de error

$e(t)$ de media sobre las 160 pruebas, como resultado de un LDA (análisis discriminante lineal) de clasificación, siguiendo el procedimiento propuesto por Guger et al (2001).

Después de la sesión de calibración, se seleccionaron los parámetros del clasificador LDA para las muestras del instante en el que la curva $e(t)$ alcanza su mínimo. En las sesiones de *feedback*, el cálculo de la potencia media para cada uno de los dos canales de EEG y el resultado de la clasificación se obtuvo en tiempo real. A continuación, la clasificación de LDA se tradujo en línea en la longitud L en desplazamiento de *feedback* del coche, de acuerdo con la siguiente ecuación:

$$L(t) = w_1 P^{C3}(t) + w_2 P^{C4}(t) + w_0$$

La longitud L se ha actualizado en la pantalla a cada cuatro muestras; es decir, cada 32 ms para tener la percepción de *feedback* visual continuo. Un valor negativo/ positivo de L se ha traducido como el desplazamiento izquierda/derecha del coche. Por lo tanto, la clasificación consistía en una simple combinación lineal de la potencia de cada canal ($PC3$ para $C3$ y $C4$ para $PC4$), con los pesos de clasificación de LDA (W_1 , W_2 y W_0) obtenidos en la primera sesión. Una explicación más detallada de este procedimiento se puede encontrar en Ron-Angevin y Díaz-Estrella (2009).

7.3 Procedimientos

Todos los participantes tuvieron tres sesiones con cuatro bloques de 40 ensayos, con ocho segundos cada ensayo. La primera sesión se llevó a cabo sin *feedback*, ya que fue utilizada para la calibración (determinación de los parámetros del clasificador). En esta primera sesión se les explicó el experimento, ocultando el hecho de en qué grupo irían a participar, es decir, si el procedimiento era con o sin moldeamiento (el procedimiento de moldeamiento se explica más adelante). También se les pidió que no se movieran durante las pruebas, ya que cualquier movimiento del cuerpo podría causar ruido en la señal.

7.3.1 Análisis de la señal

Posterior a la sesión de calibración se hace un análisis *offline* para determinar los parámetros del clasificador que se va utilizar en las sesiones con *feedback*. En los primeros experimentos realizados en esta tesis, el criterio de selección de la banda se hace por observación del espectro de potencia obtenido en dos intervalos de tiempo diferentes: el de referencia (2 primeros segundos de reposo) frente al periodo activo (mantenimiento del estado de reposo o imaginación de movimiento de mano derecha). En este espectro de potencia se busca visualmente la diferencia entre las dos señales EEG registradas por el canal 1 (C3) y canal 2 (C4) y para ambas clases (estado de reposo e imaginación de movimiento de mano derecha).

Veamos un ejemplo de análisis de la señal EEG de un participante, tras la primera sesión sin *feedback*. Se utilizaba una aplicación llamada PASE (Procesado y Análisis de Señales Electroencefalográficas) desarrollado por nuestro grupo de investigación. Se escogía la banda de frecuencia óptima en el espectro de potencias (Figura 7-1).

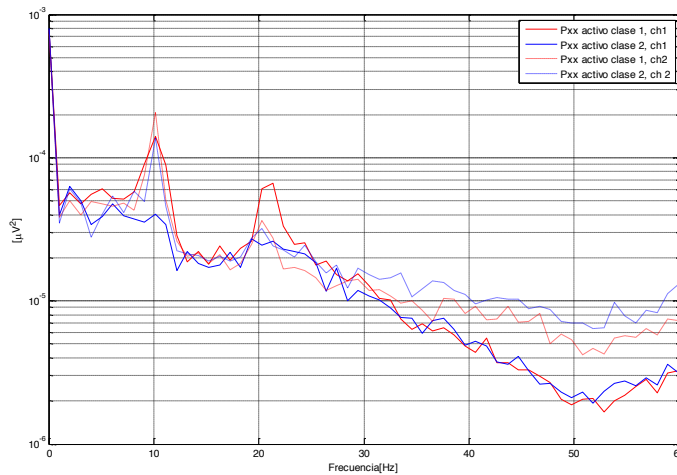


Figura 7-1. Espectro de potencias. En el ejemplo, las curvas continuas representan la potencia de señal del canal 1 (posición C3) para la clase 1 (roja) y clase 2 (azul). Clase 1, aquí, hace referencia a la señal de estado de reposo y clase 2 a la tarea cognitiva de imaginación de mano derecha. Se observa una clara desincronización entre las bandas 8-11 Hz y 20-23Hz. En este caso, se analiza los dos rangos de frecuencia para buscar la tasa de error más baja. En línea discontinua se observa la misma información para el canal 2 (posición C4). En este caso, no se observa diferencia entre ambas clases (no hay ERD)

Para cada banda de frecuencia reactiva elegida, se estudian las curvas ERD/ERS para comprobar si los cambios que sufren la señal EEG cuando el individuo lleva a cabo una u otra tarea cognitiva. Para ello, se analiza la media de las pruebas de cada tarea cognitiva en los 8s que dura cada prueba.

Capítulo 7

En la Figura 7-2 se representa la evolución temporal de la potencia de las señales en la banda de frecuencia elegida como un porcentaje respecto a la media de un periodo de referencia. Se observan tres ejemplos de curvas de ERD/ERS para la tarea de imaginación de mano derecha. En los tres ejemplos durante los primeros 2.5 segundos aproximadamente, para la banda de frecuencia seleccionada, como puede observarse la potencia varía poco. A partir de este momento es cuando da comienzo la realización de la tarea de imaginación motora. En la primera gráfica, la señal se mantiene sin mucha variación, es decir, sincronizadas (ERS), lo que sería característico de un usuario con bajo nivel de control en el sistema. En la segunda gráfica tenemos un participante con buen nivel de control, se observa que la potencia de la señal desciende de forma notable tras esos 2.5 segundos iniciales, efecto que supone una clara desincronización (ERD). En la tercera gráfica se obtiene un patrón de una desincronización (ERD) durante los segundos 2 y 4, que luego aumenta de nuevo, lo que indica un control moderado para esa banda de frecuencia.

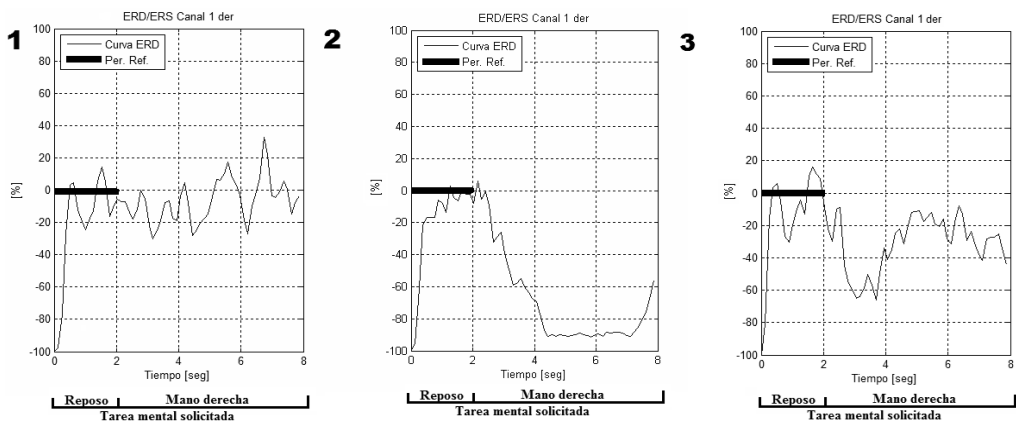


Figura 7-2. Ejemplo de curvas de ERD/ERS. Las gráficas hacen

referencia al registro del canal C3, mientras se solicitaba la tarea de imaginación de movimiento de mano derecha durante uno de nuestros experimentos. Se presenta, como ejemplo, (1) participante con baja discriminación, (2) participante con alta discriminación, (3) participante con media discriminación.

Después de ese análisis, un procesado automático permite establecer los parámetros óptimos del clasificador para la banda de frecuencia elegida, obteniéndose también las curvas de error (tasa de error $e(t)$) para dichos parámetros (Figura 7-3). Con esa información del error y el estudio de las curvas de ERD/ERS se puede ajustar de manera más fina la banda de frecuencia del usuario hasta conseguir la más adecuada.



Figura 7-3. Tasa de error $e(t)$. Curva de error promediada en los 8 segundos de duración de la prueba. En el ejemplo, la frecuencia de la banda de frecuencia elegida es 8-11Hz y su instante de mínimo error es el segundo 5,5 con tasa de error de 25%. Es decir, se ha clasificado correctamente la señal del usuario en 75% de los ensayos.

El instante de mínimo error (segundo 5,5 en el ejemplo de la Figura 7-3) se obtén los pesos (W_1 , W_2 y W_0) del clasificador LDA. Este clasificador recibe como entradas las potencias en la banda reactiva de ambos canales, y

Capítulo 7

establece si se trata de una tarea mental u otra. En la Figura 7-4 se observa un ejemplo: la línea recta marca la frontera entre las dos posibles clases: cada punto en la gráfica corresponde a la potencia promediada en los canales 1 y 2 respectivamente. Los puntos a un lado de esa recta se clasifican como reposo, los otros como imaginación de movimiento de mano derecha.

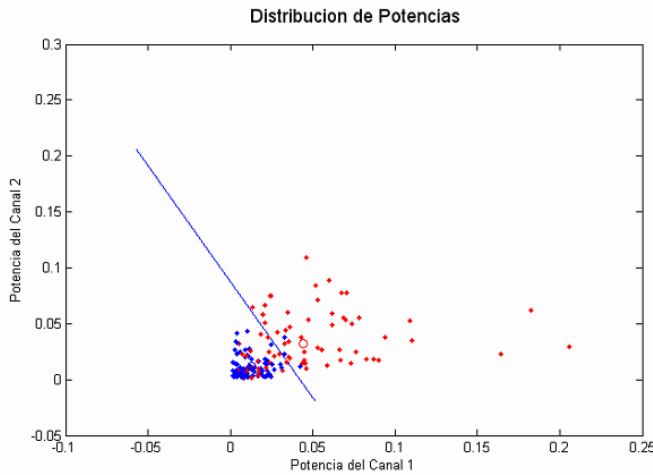


Figura 7-4. Ejemplo de clasificador LDA.

7.3.2 Descripción del ensayo

En la primera sesión se daba la instrucción al participante de cómo proceder en cada situación del experimento. En relación a esta sesión, se les informaba de que no habría *feedback*, es decir, el coche no se movía, solo debían intentarlo y se registraban sus respuestas EEG. En las siguientes dos sesiones, ya con el entrenamiento en el manejo del sistema BCI con el coche, el *feedback* se presentó como el movimiento del coche, hacia la izquierda o la

derecha, según la clasificación de la tarea cognitiva (Figura 7-5). El usuario empieza el ensayo en estado relajado. Se presenta el estímulo entre los instantes 2 s y 4,25 s. Este consiste en un obstáculo (charco de agua), que puede aparecer en el carril de la izquierda o la derecha, y que se percibe, al final de la carretera. El objetivo en cada ensayo es esquivar el charco de agua. En las pruebas con *feedback*, entre los instantes 4,25 s y 8 s, el sujeto controla el movimiento del coche a la derecha o a la izquierda según la tarea mental requerida a fin de evitar el charco.

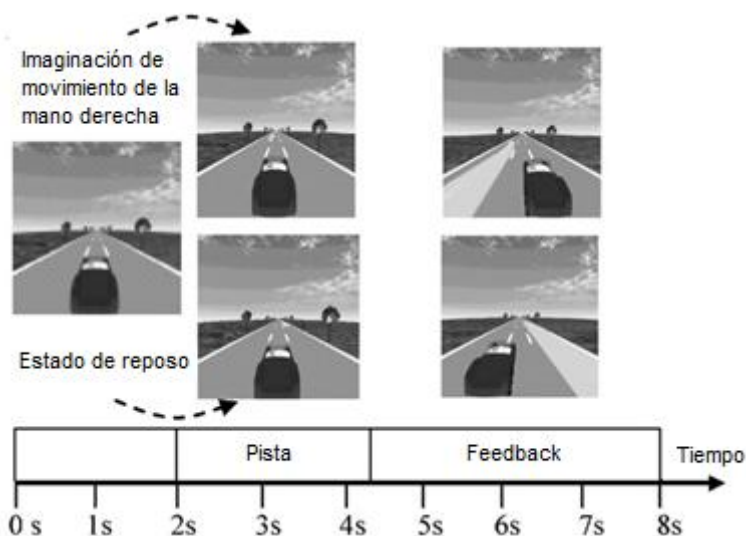


Figura 7-5. El paradigma del coche en movimiento y la temporización de cada ensayo.

Se le pedía al individuo realizar una de estas dos tareas en imaginación: (1) imaginar el movimiento de abrir y cerrar continuamente la mano derecha, si el "charco de agua" se encontraba en la izquierda; y (2) estar en estado de reposo, no hacer nada, si el charco se encontraba a la

Capítulo 7

derecha. En los dos primeros segundos, en los que el charco de agua no era aún visible, se pidió a los participantes que se mantuvieran en reposo hasta que se presentara el estímulo visual del charco.

Se presentaban 8 bloques de ensayos. Cada bloque tenía 40 ensayos, donde la posición del charco aparecía al azar y se distribuía aleatoriamente en 20 ensayos a la derecha y 20 ensayos a la izquierda, con un período de descanso de dos segundos entre los ensayos. Los intervalos entre los bloques variaron de tres a cinco minutos, con un total de 320 ensayos. En la Figura 7-6, se observa un usuario en el momento de la prueba.



Figura 7-6. Usuario en el momento de prueba en la sala de experimentos.

Al término de la primera sesión, de calibración, se analizaron los registros de las señales EEG y se elegía una banda de frecuencia para cada participante. Con el procesamiento *offline* también se obtuvieron los parámetros del clasificador y las tasas de mínimo error.

Posteriormente, durante las sesiones de entrenamiento, los participantes fueron divididos aleatoriamente en dos grupos de acuerdo con el orden de llegada. Un grupo participó en dos sesiones en las que se

modificó el *feedback* según el procedimiento de moldeamiento (Grupo Experimental), mientras que el otro (Grupo Control) recibió *feedback* optimizado en función de su clasificador inicial (procedimiento estándar). En el procedimiento de moldeamiento, se aplicó un reforzamiento diferencial de aproximaciones sucesivas para modificar el *feedback* recibido por el usuario (tal y como se describe con más detalle más adelante). En las sesiones con el procedimiento estándar, el movimiento del coche se correspondía directamente al procesamiento de la señales EEG. Las dos sesiones de entrenamiento con *feedback* consistieron en cuatro bloques de 40 ensayos cada, 160 ensayos en total (el mismo que el período de sesiones de calibración).

7.3.3 Procedimiento de moldeamiento

El moldeamiento consistió en la modificación del *feedback* visual, reforzando el comportamiento correcto (evitar el charco) y atenuando los errores, al tiempo que se modificaba la cantidad de ayuda del *feedback* visual conforme el individuo tenía más respuestas correctas. Reforzar un comportamiento correcto significa, en este caso, que el software desplazaba el coche una distancia mayor que la real (que el que correspondería a un rendimiento del individuo en el procedimiento estándar). Atenuación de un error significa dejar el error a una distancia más corta, disminuyendo el desplazamiento del coche (menos que el que correspondería al procedimiento estándar).

Esta modificación del *feedback* se llevó a cabo mediante una función que obtiene la distancia moldeada LS de la distancia sin moldeamiento L . En el procedimiento estándar, esta función era la línea recta $LS = L$; es decir, sin el moldeamiento de aciertos o errores, la distancia que el coche se desplazaba en la pantalla y la real fueron equivalentes. En el procedimiento de moldeamiento, la forma de la función era una curva, donde en caso de un acierto $|LS| > |L|$, el coche se desplazaba más que la respuesta neuronal detectada, y en caso de un error $|LS| < |L|$, el coche se desplazaba menos que la respuesta neuronal. Una mayor curvatura de la función (curva más lejos de la línea recta $LS = L$) significa mayor refuerzo. De esta manera, el efecto de refuerzo se maximiza en los aciertos y minimiza sobre los errores. Este efecto se puede observar en la Figura 7-7, en un ejemplo de una curva correspondiente a la tarea neuronal de relajación. Como puede ver, un movimiento correcto que tendría un desplazamiento de 1 m en el procedimiento estándar (A), estaría representada por más de 2 m cuando se utiliza el procedimiento con moldeamiento (B), lo que implica el refuerzo positivo por la ampliación del movimiento correcto. En caso de un error con un desplazamiento de 1 m en el procedimiento estándar (C), el desplazamiento representado con moldeamiento sería 0,3 m (D), por lo tanto, la atenuación de las consecuencias del error.

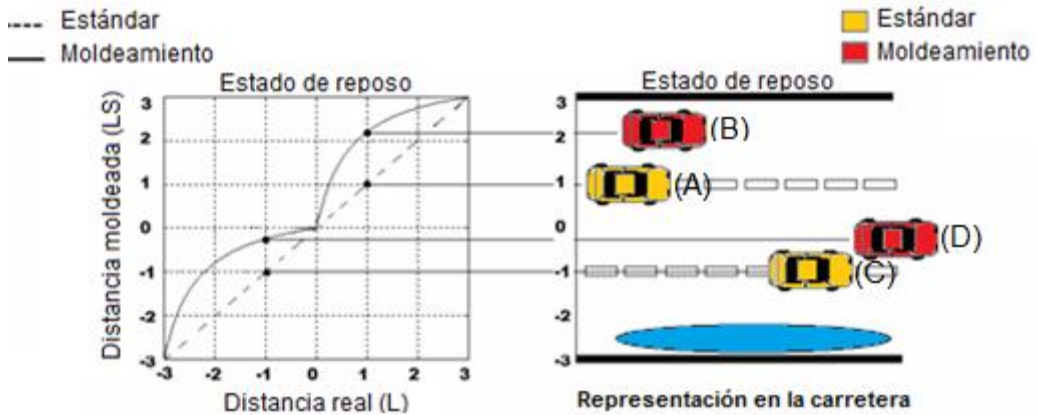


Figura 7-7. Ejemplo de tipos de desplazamientos: la línea de trazos, central, corresponde con el procedimiento estándar (sin moldeamiento), y la curva continua representa el procedimiento que modifica la retroalimentación visual (con moldeamiento).

En el párrafo anterior, se hizo referencia a los desplazamientos del coche debido al desempeño de la clasificación, es decir, cuándo el software determina un lado u otro de la carretera. Ahora, se detalla algunos de los criterios utilizados para aplicar el efecto de moldeamiento y, posterior, análisis de resultados. Se define como un acierto, el instante que el coche esta entre la línea central de la carretera y el lado opuesto del chaco. Por su vez, se define un error, el instante que el coche esta entre la línea central y el lado de la carretera que se encuentra el charco de agua. Hemos definido una "área de desplazamiento", como la zona entre la línea central de la carretera y la trayectoria del coche virtual en cada prueba. De esta manera, el equilibrio (balance) podría establecerse entre las áreas vinculadas con aciertos y errores, tanto a la derecha como a la izquierda, según el movimiento del coche (Figura 7-8).

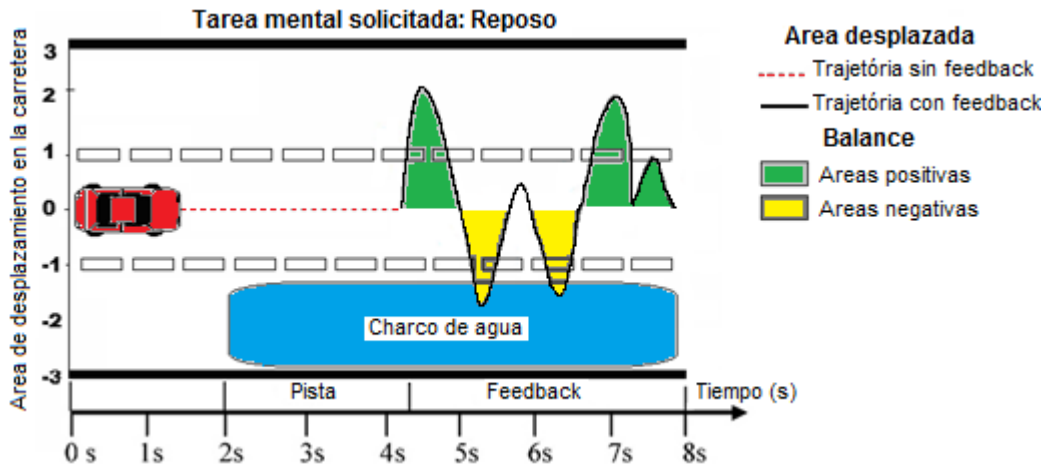


Figura 7-8. Representación visual de los criterios para establecer las áreas positivas (aciertos) o negativas (errores). En este ejemplo, se le pidió al participante mantener la tarea neuronal de reposo o relajación (el obstáculo, en forma de charco de agua, se muestra a la derecha).

Para el cálculo de estas áreas se utilizaron las siguientes ecuaciones:

$$A_H = \sum_{i=136}^{256} |L_H(i)| \quad A_E = \sum_{i=136}^{256} |L_E(i)|$$

$$L_H = \begin{cases} L(i) & \text{hit} \\ 0 & \text{error} \end{cases} \quad L_E = \begin{cases} L(i) & \text{error} \\ 0 & \text{hit} \end{cases}$$

Para comprender mejor el efecto del moldeamiento se ha calculado basado en LS y L . Los valores utilizados para el cálculo del área de desplazamiento corresponden al período de *feedback* (de $T_1 = 4.25s$; 136 muestras a $T_2 = 8s$; 256 muestras), teniendo en cuenta el valor de la distancia y sin moldeamiento, L . El "Área Acumulada de la variable de *Motor Imagery*" (CA_{MI}) se calculó como la diferencia entre la acumulación de

todas las áreas de aciertos (AA) y las áreas de error (AE) en los ensayos de MI. Es decir, el área acumulada (o área de desplazamiento) es el resultado de los aciertos menos los errores para cada ensayo. Se sabe que en cada ensayo el participante debe mantener el coche al lado opuesto al charco de agua. El área acumulada representa en cada ensayo la posición final del coche en la carretera (ensayo promediado), si el participante ha logrado mantenerlo en el lado correcto (acierto) o no (errores). El "Área Acumulada de Estado Reposo", la variable (CA_RS) se define de forma análoga. Dependiendo de la realización de las pruebas, las variables (CA_MI y CA_RS) tenían valores positivos (ha logrado la correcta modulación de las señales EEG) o negativos (no logró la correcta modulación).

Los niveles de moldeamiento inicial eran adaptados a la necesidad de ayuda de cada participante. Así, se aplicaron diferentes niveles iniciales de moldeamiento a cada tarea cognitiva (imaginación de movimiento de la mano o relajación), y además la evolución a través de nuevos niveles se decidieron después de 40 ensayos. Los ajustes de niveles se daban por separado para cada tarea. Debido a esto, cada participante comenzó con una curva de refuerzo inicial que dependía de su control en la primera sesión para cada tarea mental. A partir del análisis de la primera sesión sin *feedback*, tras analizar las bandas de frecuencia y sus respectivas gráficas de ERD/ERS, se encuentra el instante de tiempo en el que se obtuvo el mínimo error $e(t)$ *offline* en un promedio de 160 ensayos. Se calculó entonces el clasificador óptimo para este instante, que define los pesos y los parámetros para clasificar la tarea de imaginación de mano derecha o estado de reposo. Con este clasificador es posible llevar a cabo una "reproducción" *offline*, la simulación de una sesión de *feedback* utilizando los datos del EEG de la

Capítulo 7

sesión de calibración (sin *feedback*). Estos datos indican el grado inicial de control del usuario. Con estos datos, se calcularon los valores iniciales de moldeamiento. De esta simulación *offline*, se calculó el área acumulada de cada uno de los 80 ensayos para cada clase (CA_MI y CA_RS). Si el valor es positivo, el ensayo se consideró un éxito; si era negativo el ensayo se considera un error. La curva de moldeamiento inicial para cada tarea se calculó dividiendo el número de errores por el número total de ensayos. A partir de este valor se obtuvo un nivel de moldeamiento inicial; decidimos establecer 10 umbrales para la tasa de error (0% a 50%), asociado a 10 curvas de moldeamiento (5% cada curva, ver figura 7-9). Esas curvas representan el procedimiento de aproximaciones sucesivas, los grados de acercamiento desde su necesidad inicial hasta que el participante adquiriera la habilidad de manejar el sistema (sin la ayuda, el participante se encontraría en la línea de puros). En el procedimiento estándar, todos los participantes reciben el mismo *feedback*, es decir, no hay una adaptación inicial ni tampoco en el pasar de los ensayos. El aprendizaje en esta etapa fue producido por ensayo y error, que tiene grandes desplazamientos de automóviles en ambas direcciones, como se analiza en Ron-Angevin y Díaz-Estrella (2008).

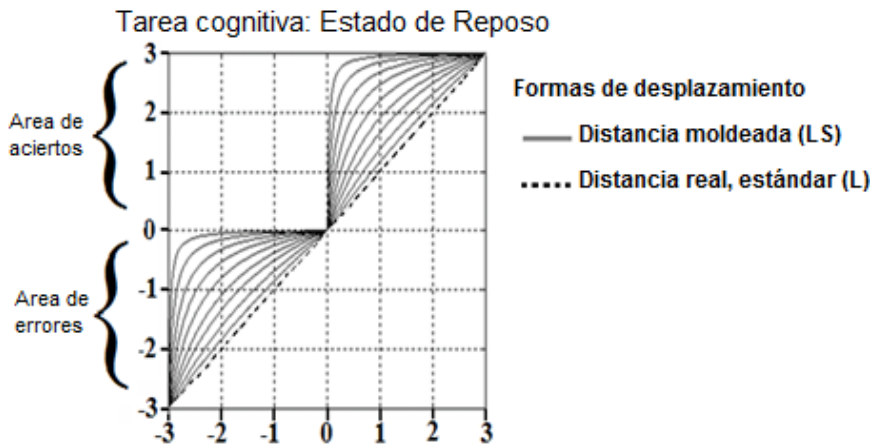


Figura 7-9. Gráfica de las formas de desplazamiento: la línea de puntos corresponde al procedimiento estándar (L, sin moldeamiento), y las curvas continuas corresponden al procedimiento con moldeamiento (LS).

7.4 Resultados

Los resultados en la sesión de calibración se muestran en la Tabla 7-1. La columna "Banda de frecuencia (Hz)" muestra las bandas de frecuencia reactivas elegidas para cada participante, la columna "MinErr (%)" muestra el porcentaje de la tasa de error en el momento de mínimo error ($e(t)$). Estos valores se determinaron por el *software* del clasificador de acuerdo con las frecuencias elegidas.

Capítulo 7

Tabla 7-1. Banda de Frecuencias e instantes de mínimo error.

Participantes	Banda de Frecuencia (Hz)	'MinErr (%)'
S31	8 – 14	22
S33	12 – 15	33
S36	11 – 14	36
S41	10 – 12	20
S61	12 – 15	29
Media	$(10,6 \pm 1,67) - (14 \pm 1,2)$	$28 \pm 6,89$
S84	10 – 14	36,5
S85	8 – 10	31
S92	12 – 14	28
S98	12 – 14	25,6
Media	$(10,5 \pm 1,91) - (13 \pm 2)$	$30,24 \pm 4,7$

7.4.1 Grupo de moldeamiento

La tasa de moldeamiento (en porcentaje) se actualizaba después de obtener la media de la zona acumulada (CA_MI y CA_RS) en cada bloque (20 ensayos de cada tarea mental). Si los valores eran positivos, la tasa se redujo 5%, ya que ese participante había mejorado la habilidad en esas condiciones. Cuando el valor era negativo, el nivel de formación se mantuvo igual para el siguiente bloque, hasta que fue adquirida la habilidad. En la Tabla 7-2 se presentan los cambios de índice que dan forma a ese moldeamiento progresivo en cada participante. Se puede observar la evolución del índice de formación a lo largo de ocho bloques (que correspondían a dos sesiones de retroalimentación), lo que describe cuantitativamente cómo se iba aplicando el moldeamiento progresivamente, disminuyendo poco a poco la cantidad de ayuda del *feedback* visual que necesitaba cada participante.

Tabla 7-2. Actualización del índice (%) de Moldeamiento.

Sujeto	Tarea	Inicio	1°	2°	3°	4°	5°	6°	7°	8°
S31	Mano Derecha (MI)	20	15	10	5	0	0	0	0	0
	Reposo (RS)	40	35	35	35	30	25	20	15	10
S33	Mano Derecha (MI)	30	25	20	15	10	10	5	0	0
	Reposo (RS)	40	35	30	25	20	15	10	5	0
S36	Mano Derecha (MI)	35	30	25	20	15	10	5	0	0
	Reposo (RS)	40	40	40	40	40	40	35	30	25
S41	Mano Derecha (MI)	10	5	0	0	0	0	0	0	0
	Reposo (RS)	40	40	40	40	40	40	40	40	35
S61	Mano Derecha (MI)	30	25	20	15	10	5	0	0	0
	Reposo(RS)	35	35	35	30	25	20	15	10	5

Es importante mencionar que las tasas de conformación inicial de la tarea MI (S31 = 20, S33 = 30, S36 = 35, S41 = 10, S61 = 30) son inferiores a los de la tarea RS (S31 = 40, S33 = 40, S36 = 40, S41 = 40, S61 = 35), lo que indica que todos los participantes tenían originalmente un mejor control en la tarea MI. Un valor de 0% significa que el participante ya no estaba recibiendo moldeamiento, es decir, el *feedback* era el mismo que el recibido por el grupo de control, puesto que ya no necesitaba esa ayuda. Los valores de área acumulada MI permanecieron positivos, por lo que el nivel de moldeamiento disminuyeron alcanzando 0% antes del bloque ocho. Sin embargo, para reposo, se observa un aumento de las tasas iniciales y, al final, sólo un participante llegó a 0%. El resto de los sujetos mejoraron, pero no lograron alcanzar el *feedback* sin el efecto del moldeamiento.

Se tomó como índice el balance (suma de área positiva más la negativa) para cada ensayo. El resultado es un valor promedio de un punto de la carretera, es decir, el área correspondiente hacia donde ha estado el coche

Capítulo 7

en cada ensayo. En la Figura 7-10 y 7-11 se muestra el promedio por bloque (a cada 40 ensayos) del área correspondiente en los 8 bloques del experimento para imaginación de mano derecha y para el estado de reposo, respectivamente. Si el valor que corresponde al bloque está sobre cero, significa que el participante ha logrado sincronizar correctamente la tarea de imaginación solicitada, caso contrario, significa que no ha logrado activar la señal correcta (por ensayo). Para la tarea mental de imaginación de mano derecha, se observa en la Figura 7-10 que los participantes ya empiezan con buen control inicial y lo mantienen hasta el final. En la tarea del estado de reposo, la Figura 7-11 muestra que hay una mejora graduada en todos los participantes.

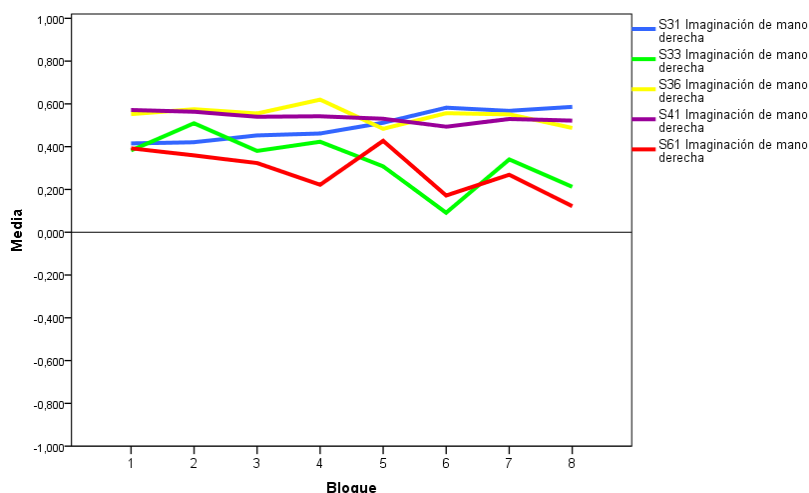


Figura 7-10. Promedio del área en los 8 bloques del experimento para cada participante del grupo de moldeamiento en la tarea de imaginación de mano derecha.

Los participantes S31, S36, S41 y S61 incluso empiezan el experimento con medias negativas, es decir, sin un buen control inicial del coche. Se verifica que al pasar de los ensayos sus medias mejoran y todos

logran terminar con medias positivas. Esto significa que en el último bloque, todos han logrado mantener el coche en el lado correcto de la carretera en la mayor parte de los ensayos.

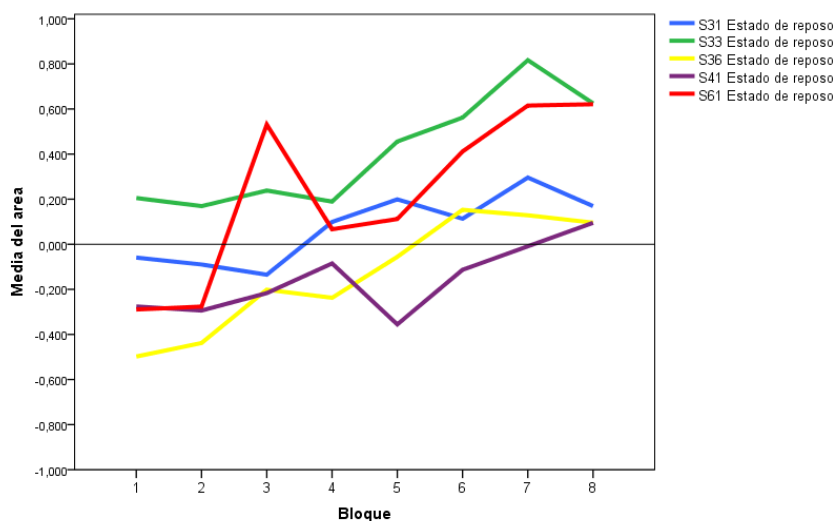


Figura 7-11. Promedio del área en los 8 bloques del experimento para cada participante del grupo de moldeamiento en la tarea de estado de reposo.

En el análisis estadístico se contrastaron las variables “Secuencia de ensayos” (*SecEn*) de los 160 ensayos (de 1 a 160 por orden de ejecución); y la variable “Área Acumulada” (*ArAc*) correspondiente a cada uno de los 160 ensayos. Se ha empleado el estadístico de regresión lineal simple para saber si es posible explicar los valores de una variable en términos de otra. El análisis de regresión únicamente indica qué relación matemática podría haber, de existir alguna, es decir, si existe relación entre las variables, y si la relación entre ellas es lineal.

Tabla 7-3. Coeficiente de correlación de Pearson (*R*) para el grupo de moldeamiento.

Participante	Mano derecha (MI)			Reposo (RS)		
	R	R square	Sig. (p)	R	R square	Sig. (p)
S31	0.353	0.129	0.001	0.399	0.159	0.001
S33	-0.242	0.059	0.002	0.395	0.156	0.001
S36	-0.109	0.012	0.170	0.571	0.322	0.001
S41	-0.268	0.072	0.001	0.444	0.197	0.001
S61	-0.233	0.054	0.003	0.476	0.227	0.001

Nota. $p < .05$

La Tabla 7-3 muestra el coeficiente de correlación de Pearson entre las variables *TrSeq* y CA_MI o CA_RS para las dos tareas mentales. En el grupo de moldeamiento (S31-S61) para la tarea MI, se observó una baja correlación entre las variables, aunque significativa en los participantes S31, S33, S41 y S61. Para el participante S36, no se observó ninguna relación significativa entre las variables ($r = -0,109$, $p < 0,170$). Aun así, con la tarea MI del grupo A, se obtuvo que la relación entre las variables en la mayoría de los sujetos se invirtió, lo que indica que los valores del área acumulada disminuyeron a medida que aumentaron los índices de prueba. Sin embargo, como veremos más adelante (cuando se comparan las medias del primer y el último bloque, Tabla 7-7), aunque haya disminución, esta variable mantiene un valor alto (positivo), lo que demuestra que los usuarios controlan la tarea. Para la otra tarea mental (RS) de los participantes en el grupo de moldeamiento, todas las correlaciones aumentaron con $p < .001$, es decir, el área acumulada ha aumentado significativamente con los índices de prueba, lo que indica que todos los sujetos mejoraron su control para esta tarea a lo largo de los ensayos.

A continuación, se presentan los resultados de un ANOVA para ambas tareas mentales (MI y RS) que indican si la relación entre las variables

TrSeq y CA_MI o CA_RS, y si esta relación es lineal. Los resultados de los participantes del grupo de moldeamiento para cada una de las tareas realizadas se ven en la Tabla 7-4. En el grupo A, el análisis de la tarea MI (variable CA_MI) para los participantes S31, S33, S41 y S61, mostró que existe una relación lineal. Sólo el participante S36 no presentó esta propiedad para la tarea MI. Para la otra tarea cognitiva, el análisis de las variables CA_RS mostró que todos los participantes tenían resultados significativos en la relación lineal entre las dos variables.

Tabla 7-4. Resultados del ANOVA del grupo con moldeamiento para cada una de las tareas realizadas por los diferentes sujetos.

Participante	Tarea Cognitiva	<i>F</i>	MSE	<i>P</i>
S31	Mano derecha (MI)	22,471	1891,247	< 0,001
	Reposo (RS)	29,931	1816,202	< 0,001
S33	Mano derecha (MI)	29,163	1823,652	< 0,001
	Reposo (RS)	29,163	1823,652	< 0,001
S36	Mano derecha (MI)	1,901	2134,576	0,17
	Reposo (RS)	76,481	1455,642	< 0,001
S41	Mano derecha (MI)	12,235	2004,995	< 0,001
	Reposo (RS)	38,873	1733,708	< 0,001
S61	Mano derecha (MI)	9,055	2043,156	0,003
	Reposo (RS)	46,281	1670,853	< 0,001

Nota. $p < .05$. Grados de libertad 1-159.

Se observa en la tabla que los participantes tienen un alto nivel de significación (casi todos alrededor de $p < .001$). Especialmente para la tarea RS (para MI en el participante S36 no fue significativa), se concluyó que el

Capítulo 7

modelo completo (el que contenía la variable independiente para explicar el área acumulada de cada ensayo) era mejor que el modelo reducido (que no contenía esta variable).

Por otra parte, a pesar de que había una relación lineal entre las variables *TrSeq* y *CA_MI* o *CA_RS*, se desconoce si esto indicaba que habían obtenido un mejor resultado. Hasta el momento, sabemos que algunos participantes adquirirán una habilidad, pero no se sabe si esta nueva capacidad era suficiente y significativa. Para solucionar esto, la comparación se realiza mediante una prueba de Wilcoxon comparando las puntuaciones en el área acumulada entre los 20 ensayos del primer bloque y los 20 ensayos del octavo bloque. Los resultados de la prueba de Wilcoxon (Tabla 7-5) muestran que, entre los sujetos que recibieron el moldeamiento, hubo diferencias estadísticamente significativas entre los promedios para S31, S41 y S61 en la tarea MI. Los participantes S33 y S36 no tenían diferencias promedio significativas entre el primero y el último bloque en la misma tarea.

Table 7-5. Wilcoxon test para el grupo de moldeamiento.

Sujetos	Mano Derecha (MI)				Reposo (RS)			
	Rango Negativo	Rango Positivo	Z	Sig. (bilateral)	Rango Negativo	Rango Positivo	Z	Sig. (bilateral)
S31	23	187	-3.061	0.002	31	179	-2.763	0.006
S33	162	48	-2.128	0.033	39	171	-2.464	0.014
S36	127	83	-0.821	0.411	7	203	-3.659	0.001
S41	196	14	-3.397	0.001	4	206	-3.771	0.001
S61	172	38	-2.501	0.012	0	210	-3.920	0.001

Nota. $p < .05$. Resultados de la prueba Wilcoxon test para la variable *ArAc*, comparando el primero y el último bloque del mismo participantes. $gl = 19$ and $p < .05$.

Las variaciones de los promedios para el primer y último bloque de tarea MI se pueden ver en la Tabla 7-6. Para esa tarea en el grupo de moldeamiento, los promedios del último bloque son, en la mayoría de los casos, inferiores a los del primer bloque; sólo el participante S31 tiene un valor más alto en el octavo bloque ($M = 0,4152$ vs $M = 0,5861$). Se observó una disminución progresiva, pero el rendimiento se mantuvo positivo, ya que todos los valores fueron positivos y relativamente altos. Esto se puede explicar porque ninguno de los participantes de este grupo recibía moldeamiento de apoyo cuando llegaron al séptimo bloque (todos tenían el índice de moldeamiento a nivel cero, ver tabla 7-2). Para la tarea de RS para este grupo, se observaron diferencias significativas en todos los participantes. La Tabla 7-6 muestra que los promedios en el último bloque (8) fueron más altos que los de la primera.

Tabla 7-6. Medias del área acumulada para el primero y octavo bloque.

Participantes	Ensayos	Mano Derecha MI		Reposo RS	
		Media (SD) 1º Bloque	Media $\pm$ SD 8º Bloque	Media $\pm$ SD 1º Bloque	Media $\pm$ SD 8º Bloque
S31	20	.41(.19)	.58(.06)	-.05(.24)	.16(.18)
S33	20	.38(.23)	.21(.37)	.20(.38)	.62(.44)
S36	20	.55(.17)	.48(.28)	-.49(.17)	.09(.31)
S41	20	.57(.02)	.52(.04)	-.27(.14)	.09(.21)
S61	20	.39(.22)	.12(.34)	-.28(.23)	.62(.61)

Nota. Estos valores representan las medias de para cada variable, CA_MI y CA_RS, durante el primero y el octavo bloque (20 ensayos por bloque para cada tarea mental).

Los análisis de estos resultados comparativos entre el primer y el octavo bloque pueden ser mejor visualizados en la Figura 7-12, al verlos como una comparación gráfica.

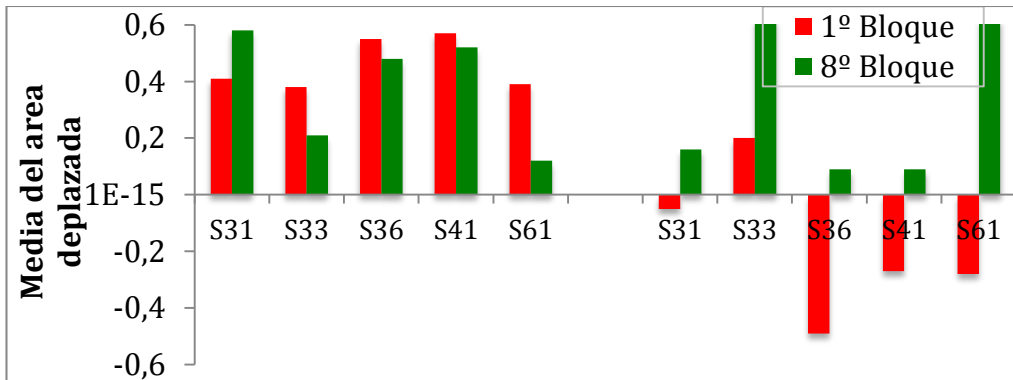


Figura 7-12. Gráfica con los resultados de la tabla 7-6 para el grupo de moldeamiento. A la izquierda los resultados para la tarea de imaginación motora de mano derecha. A la derecha, los resultados para la tarea del estado de reposo.

7.4.2 Grupo control

Se repetirán los mismos análisis para el grupo control. En las Figuras 7-13 y 7-14 se observa el promedio del área para los 8 bloques del experimento para los participantes del grupo con el entrenamiento estándar. En la Figura 7-13, referente a imaginación de movimiento de la mano derecha, se observa que los participantes mantienen un conocimiento ya aprendido con la evolución de los bloques de ensayos. El participante S84, empieza sin buen control inicial y permanece sin adquirirlo hasta el último bloque. En la Figura 7-14, referente al estado de reposo, se observa en todos los participantes una inestabilidad de las medias del área en el pasar de los bloques durante el experimento.

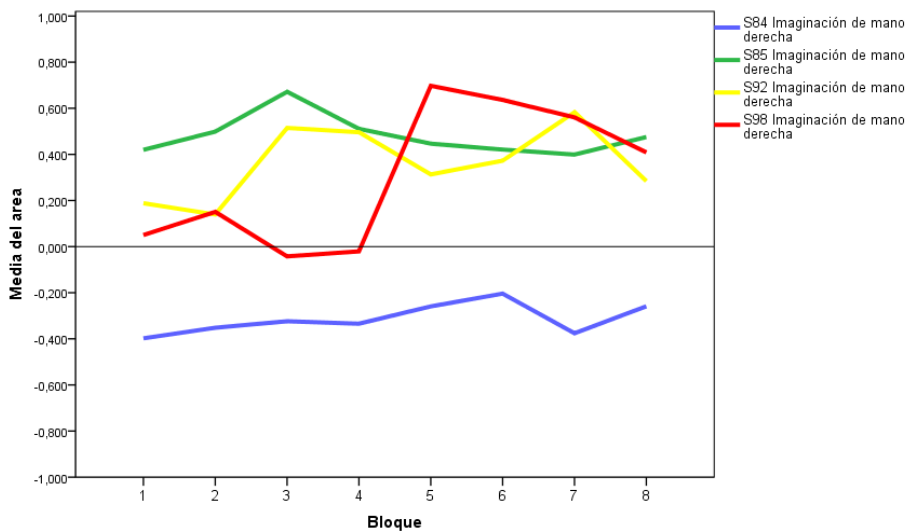


Figura 7-13. Promedio del área en los 8 bloques del experimento para cada participante del grupo control en la tarea de imaginación de mano derecha.

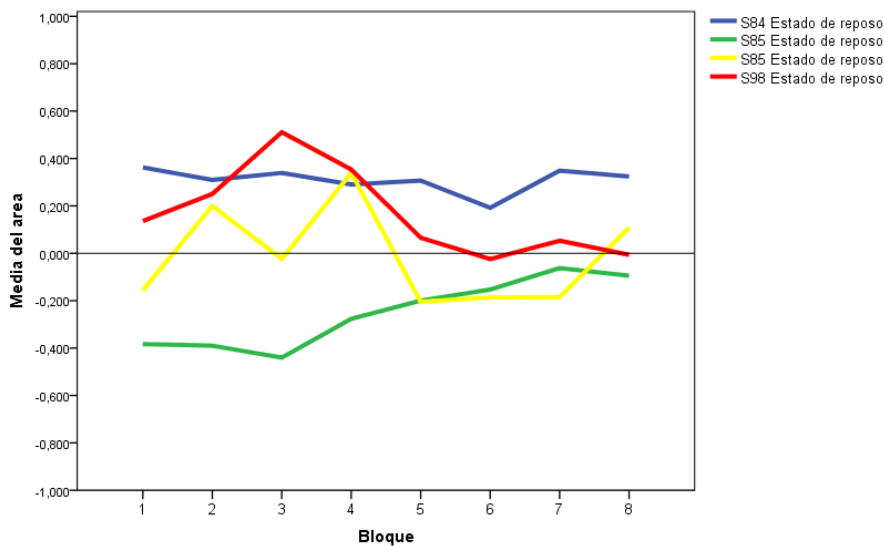


Figura 7-14. Promedio del área en los 8 bloques del experimento para cada participante del grupo control en la tarea de estado de reposo.

Capítulo 7

La Tabla 7-7 muestra el coeficiente de correlación de Pearson entre las variables *TrSeq* y CA_MI o CA_RS para las dos tareas cognitivas. En el grupo control con la tarea MI, sólo había dos resultados significativos: los participantes S84 ($p < 0,005$) y S98 ($p < 0,001$). Incluso con una muestra muy pequeña, la tabla muestra la diversidad entre los resultados de esta tarea mental, tanto en el orden de la correlación y la significación. Un resultado similar se obtuvo para la tarea cognitiva RS: el orden de correlación y grado de significación difiere para cada participante, al contrario de lo que ocurrió en el grupo de moldeamiento para la misma tarea. Sólo dos participantes de los cuatro mostraron una correlación significativa entre las dos variables, S85 ($p < 0,001$) y S98 ($p < 0,001$); en el primer caso, la correlación fue positiva, por lo que el área acumulada creció a cada ensayo (S85 aumenta su control), mientras que el área acumulada de S98 disminuyó a medida que avanzaba el experimento.

Tabla 7-7. Coeficiente de correlación de Pearson (*R*) para el grupo control.

Participantes	Mano derecha (MI)			Reposo (RS)		
	R	R square	Sig. (p)	R	R square	Sig. (p)
S84	0.223	0.050	0.005	0.003	0.003	0.462
S85	-0.086	0.007	0.279	0.334	0.112	0.001
S92	0.151	0.023	0.056	-0.051	0.003	0.522
S98	0.444	0.197	0.001	-0.292	0.085	0.001

Nota. $p < .05$

En el caso del grupo de control, los resultados del ANOVA confirmaron los resultados de la correlación de Pearson para el grupo de control. Sólo dos participantes tuvieron resultados significativos en la tarea MI, S84 y S98 (Tabla 7-8). En los otros dos, S85 y S92, los resultados no fueron significativos ($p > 0,05$). En la tarea de RS con el grupo control, la

mitad de los participantes tenía un modelo completo: S85 [$F(1,159) = 19.890$; $MSE = 1918.713$ y $p < .001$] y S98 [$F(1,159) = 14.720$; $MSE = 1976.146$ y $p < .001$]. Los otros dos, S84 y S92, no apoyaron el modelo completo a un nivel de $p < .05$. En resumen, para el grupo de control, el modelo completo presentó los resultados dispersos, donde solo dos de los cuatro participantes (para cada tarea cognitiva) tuvieron resultados estadísticamente significativos.

Tabla 7-8. Resultados del ANOVA del grupo control para cada una de las tareas realizadas por los diferentes sujetos.

Participantes	Tarea Cognitiva	<i>F</i>	MSE	<i>p</i>
S84	Mano derecha (MI)	8,286	2052,611	0,05
	Reposo (RS)	0.543	2152.85	0.46
S85	Mano derecha (MI)	1.180	2144.23	0.27
	Reposo (RS)	19,89	1918,713	< .001
S92	Mano derecha (MI)	3.707	2110.73	0.56
	Reposo RS	0.411	2154.64	0.52
S98	Mano derecha (MI)	38,871	1733,721	< .001
	Reposo (RS)	14,72	1976,146	< .0,001

Nota. $p < .05$. Grados de libertad 1-159.

En el caso de la prueba de Wilcoxon (Tabla 7-9) para el grupo control, dos participantes (S84 y S98, ambos con $p < .01$) obtuvieron promedios significativamente más altos para la tarea MI en el octavo bloque. Esto indica una mejora lineal entre el primero y octavo bloque en una tarea que ya dominaban desde el principio. En el caso de la tarea RS, sólo se observó un resultado significativo en la prueba de Wilcoxon (S85 con $p < .01$).

Tabla 7-9. Wilcoxon test para el grupo control.

Sujetos	Mano Derecha (MI)				Reposo (RS)			
	Rango Negativo	Rango Positivo	Z	Sig. (bilateral)	Rango Negativo	Rango Positivo	Z	Sig. (bilateral)
S84	28	182	-2.875	0.004	112	98	-0.261	0.794
S85	79	131	-0.971	0.332	29	181	-2.837	0.005
S92	113	97	-0.299	0.765	63	147	-1.568	0.117
S98	31	179	-2.763	0.006	141	69	-1.344	0.179

Nota. $p < .05$. Resultados de la prueba Wilcoxon test para la variable ArAc, comparando el primero y el último bloque del mismo participantes. $gl = 19$ and $p < .05$.

Por lo tanto, existe una relación lineal entre el rendimiento y el número de ensayos, pero se observa en la Tabla 7-10 que la media del participante S85 en el octavo bloque ($M = -0,0947 \pm 0,3204$) fue menor que la primera ($M = -0,3832 \pm 0,1610$). Esto significa que el participante había comenzado el manejo del coche de manera incontrolable y al final había empeorado progresivamente.

Tabla 7-10. Medias del área acumulada para el primero y octavo bloque.

Participantes	Ensayos	Mano Derecha MI		Reposo RS	
		Media (SD) 1° Bloque	Media $\pm$ SD 8° Bloque	Media $\pm$ SD 1° Bloque	Media $\pm$ SD 8° Bloque
S84	20	-.39(.05)	-.25(.21)	.36(.08)	.32(.20)
S85	20	.41(.09)	.47(.37)	-.38(.16)	-.09(.32)
S92	20	.18(.77)	.28(.45)	-.15(.13)	.10(.10)
S98	20	.05(.10)	.40(.06)	.13(.05)	-.01(.05)

Nota. Estos valores representan las medias de para cada variable, CA_MI y CA_RS, durante el primero y el octavo bloque (20 ensayos por bloque para cada tarea mental).

En la Figura 7-15 se observan los resultados de la tabla 7-10 para el grupo control. En la izquierda los resultados para la tarea de imaginación motora de mano derecha. En la derecha, lo resultados para la tarea del estado de reposo.

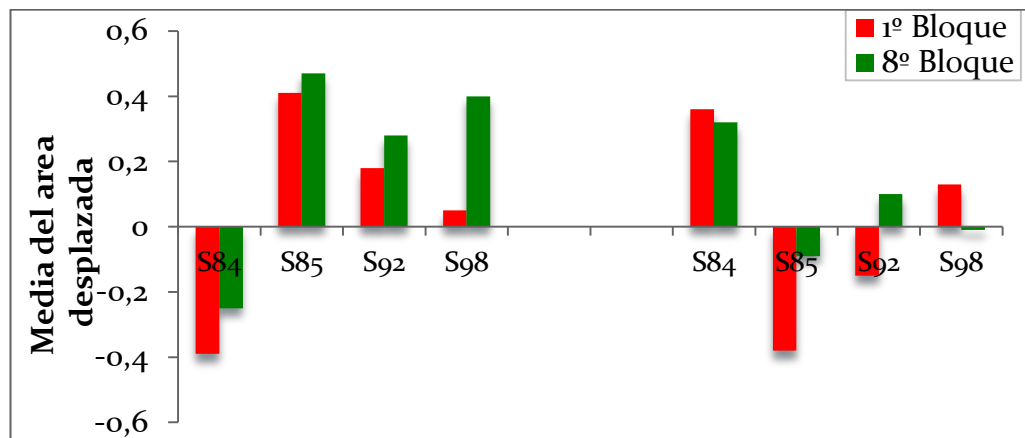


Figura 7-11. Grafica de las variables CA_MI y CA_RS, durante el primero y el octavo bloque.

7.4.3 Grupo de moldeamiento y Grupo control

Se consideraron en los resultados el promedio para todos los participantes en cada grupo. Se observó que la estabilidad de los bloques se mantuvo en la tarea cognitiva de mano derecha en ambos grupos. En las Figuras 7-16 y 7-17, el eje y representa la media del área en función de la carretera y el eje x representa los ocho bloques del experimento. En la gráfica del promedio de todos los ensayos para la tarea de imaginación de mano derecha (Figura 7-16), no se observa variación entre los dos grupos. Las curvas se mantienen igual de estables con el transcurso de los ensayos. Por otro lado, se observa en el estado de reposo (Figura 7-17), la inestabilidad en la curva de grupo de control y un aumento progresivo en el grupo que recibió

Capítulo 7

el moldeamiento progresivo. Este crecimiento de negativo a positivo significa que estaban aprendiendo una nueva habilidad que no se había aprendido previamente.

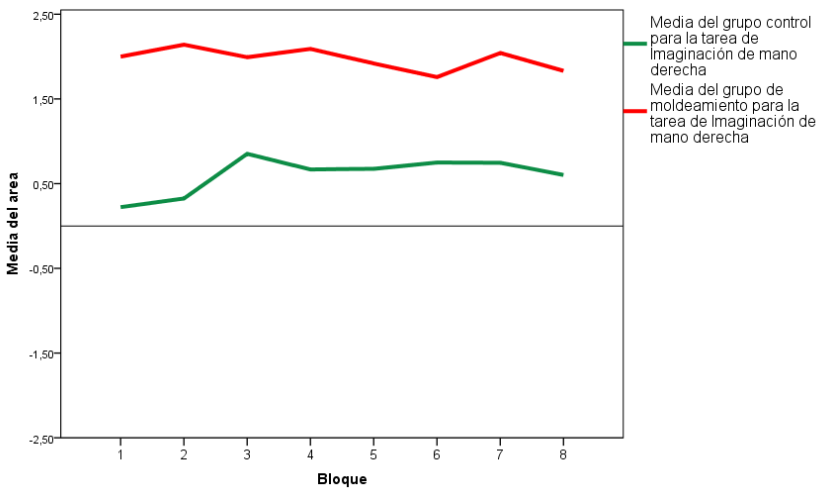


Figura 7-12. Gráfica del área total para cada grupo para la tarea de imaginación de mano derecha.

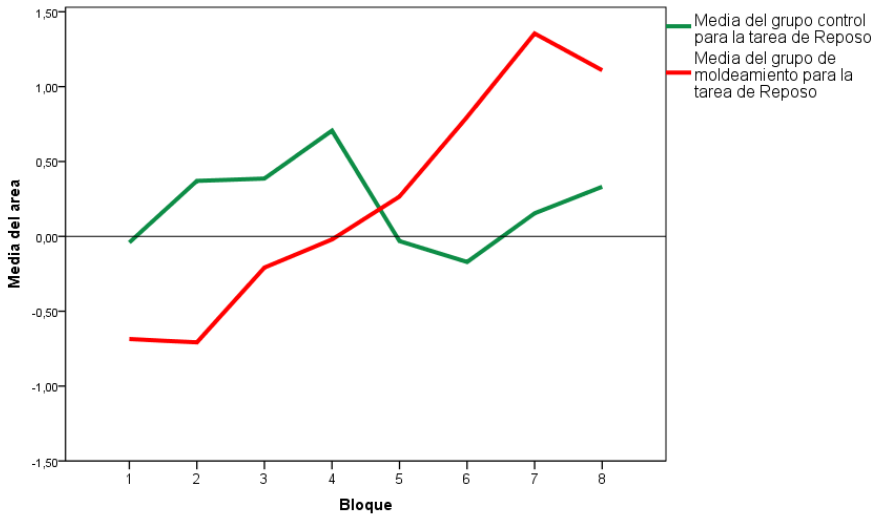


Figura 7-13. Gráfica del área total para cada grupo para la tarea de estado de reposo.

7.5 Conclusiones del primer experimento

En este trabajo se ha mostrado que el procedimiento de moldeamiento progresivo propuesto, donde se aumenta el *feedback* para las respuestas correctas y disminuye para las incorrectas, al tiempo que se cambia progresivamente el criterio para esas ayudas visuales, es más eficaz en comparación con el entrenamiento con *feedback* directo, para el aprendizaje y control de un sistema BCI. Cuando se busca lograr la modulación neuronal del individuo, el procedimiento de moldeamiento permite una mejor discriminación de la señal (MI/RS) y mejorar la interacción con un BCI. Mediante la adaptación de este método para el BCI, los usuarios aprenden a regular correctamente su propia actividad neuronal de acuerdo con el *feedback* proporcionado por el BCI.

En el estudio anterior de Silva-Sauer et al. (2012), los autores mostraron la mayor facilidad de los participantes para modular la tarea MI en comparación con RS. En este estudio, también se puso de manifiesto la necesidad de adaptar y ajustar los índices de moldeamiento de acuerdo a las necesidades de cada tarea cognitiva. Por otra parte, según el estudio, el moldeamiento recibido en la tarea RS actúa como un factor determinante para un buen control sobre el sistema BCI. Las mejoras están directamente asociadas con esta tarea RS que el individuo no tiene al principio y es más difícil de aprender.

El efecto del *feedback* en el moldeamiento que hemos probado tiene algunas semejanzas con el sistema de *feedback* ideal propuesto por Lotte et al (2013) para su uso con BCI. Para estos autores, el *feedback* positivo (Kubler et al, 2001) es la forma ideal para los sujetos nuevos o sin

Capítulo 7

experiencia en BCI; después, para los usuarios más avanzados, la recomendación es la retroalimentación "*disconfirmatory*" (o un *feedback* negativo, que considera que la tarea no se realiza correctamente). En nuestra propuesta, las dos condiciones se cumplen: los participantes con menos habilidad en una u otra tarea cognitiva tenían más ayuda, lo que frena los errores y cada vez más refuerza los éxitos. Cuando las tasas de moldeamiento son altas (en el inicio del experimento), el *feedback* se acerca a la forma de *feedback* positivo, ya que los participantes solo visualizan el desplazamiento correcto. Conforme los participantes van adquiriendo el control, las curvas se actualizan y comienzan a experimentar también el *feedback* negativo.

Nuestra propuesta tiene la característica de ser una aplicación adaptativa y progresiva con el aumento de la complejidad y la dificultad en la respuesta lograda. En el trabajo presentado por Barbero-Jiménez y Grosse-Wentrup (2010), la retroalimentación fue representada por los sesgos que van de negativo a positivo. Los resultados de su trabajo son muy favorables para el *feedback* sesgado, pero únicamente para las personas con mayores dificultades en el manejo del sistema. Ellos afirman la necesidad de un sesgo adaptado a cada participante de acuerdo a su capacidad de controlar, algo que es lo que se ha aplicado en el moldeamiento progresivo, con el cambio de criterio cada 10 ensayos, probado en este estudio.

Aunque su aplicación y el *feedback* sean muy parecidos al presente trabajo, los resultados aquí son complementarios a la obra citada, adaptando la parcialidad y su actualización en la medida en que el sujeto está adquiriendo la habilidad necesaria para el manejo adecuado del BCI. Esta adaptación del *feedback* se define por "moldear", un término introducido por Skinner (1938/1975) para este proceso de aprendizaje, que incluye no sólo la

aplicación de reforzamiento, sino también el cambio de ese reforzamiento con aproximaciones sucesivas, al cambiar el criterio para ese reforzamiento o *feedback* visual conforme progresa el individuo. Por lo tanto, este estudio también corrobora lo que encontraron Barbero-Jiménez y Grosse-Wentrup (2010), aunque en este caso creemos que se mejora la tarea neuronal que los participantes han de aprender, sobre todo, la tarea de relajación que en el procedimiento estándar casi ninguno consigue dominar. En suma, este procedimiento de moldeamiento permite que el grado de apoyo se adapte gradualmente, de acuerdo con el grado de dificultad de cada participante.

Podemos, pues, concluir que el aprendizaje de la capacidad de utilizar una aplicación en un sistema BCI, puede verse más favorecido si se aplica el método de moldeamiento, tanto a usuarios con ningún control inicial como para usuarios con cierto grado de control. De esta forma, hemos mostrado cómo los procedimientos psicológicos, basados en los principios de aprendizaje, pueden ayudar también en estas nuevas tecnologías y aplicaciones que siempre suponen interacción entre una persona y una máquina.

Capítulo 7

8 - SEGUNDO EXPERIMENTO

8.1 Introducción

En sus protocolos, los expertos suelen utilizar entornos virtuales y ambientes controlados para el entrenamiento inicial en estos sistemas. Entre las técnicas que se suelen utilizar en los entrenamientos, está la realidad virtual. Algunos factores explican su impacto positivo en el rendimiento de los participantes: la motivación, el realismo, la intensa retroalimentación y facilidad de uso (Leeb et al. 2007; Ron-Angevin, Díaz-Estrella, 2009). La razón es optimizar al máximo la concentración de los participantes en la tarea y en la posterior toma de decisión correspondiente a la actividad que ejecuta. En términos neurológicos algunos estudios basados en neuroimágenes (Jackson y Decety, 2004; Chaminade, Meltzoff y Decety, 2005) revelan que simplemente observar a alguien moverse activa áreas cerebrales similares a las activadas al producir movimientos uno mismo. Las regiones motoras (corteza premotora) del cerebro se vuelven activas gracias a la mera observación de movimientos aunque el observador permanezca totalmente quieto (Decety y Ingvar, 1990). Esa descripción se acerca a la definición de

Capítulo 8

células que se denominan neuronas especulares, porque reflejan como un espejo la conducta observada sin embargo, no hay referencia teórica que certifique esta definición. El efecto de esta activación neuronal involuntaria, mientras observamos un evento o situación, es de gran importancia para los investigadores de sistemas BCI. Una activación involuntaria genera un ruido en su señal cerebral y el resultado se puede traducir como un comando erróneo en el manejo del sistema.

En Velásco-Álvarez et al. (2013), se propone un protocolo de aprendizaje para lograr el control de un robot real. Los autores utilizaron entrenamiento previo basado en realidad virtual, con entornos muy cercanos al que el individuo va realizar posteriormente con el robot real. El éxito de ese protocolo de aprendizaje ha sido debido tanto al propio entrenamiento, como a que el control del robot real se ha llevado a cabo en ambientes controlados de laboratorio. El propósito final de estudios como éste, y otros estudios y aplicaciones de BCI, se centra en utilizarlo para el control de una silla de ruedas. Sin embargo, antes de que las personas con déficit motores puedan utilizar una silla de ruedas en una situación real, es necesario garantizar el suficiente control como para evitar situaciones peligrosas. Así, pues, se hace necesario saber cómo va a ser el rendimiento del usuario en situaciones que simulen eventos en un contexto cotidiano, situaciones que pueden generar distracciones y equívocos en el manejo del dispositivo controlado por sistema BCI.

En el estudio de Foldes y Taylor (2013), los autores verificaron el efecto del habla y distractores cognitivos mientras el usuario utilizaba una prótesis robótica. Los autores concluyeron que si el usuario ya tiene un buen control en el sistema, puede ser capaz de hablar y realizar otras capacidades

cognitivas sin comprometer su rendimiento de control. Con un objetivo similar, Friedrich et al. (2011) probaron la ejecución de los usuarios en dos tipos de distracción auditiva (activa y pasiva) mientras el usuario controlaba un BCI. Los resultados mostraron que la distracción auditiva no tuvo efecto alguno en el rendimiento de los usuarios. Ambos estudios tenían como objetivo verificar si los usuarios eran capaces de utilizar esos dispositivos en su vida cotidiana, es decir, en entornos diferentes al del laboratorio, donde el usuario se centra exclusivamente en la tarea de control cerebral y puede llegar a obtener un gran control.

Siguiendo esta misma línea de investigación de estudiar variables de aprendizaje del sistema BCI, el objetivo del presente experimento es estudiar el efecto de estímulos visuales y auditivos presentes en situaciones comunes de la vida cotidiana, en el rendimiento del usuario en un sistema BCI por imaginación motora. Para ello, se han desarrollado dos entornos virtuales con una simulación de paseo por un parque: un entorno con mínima estimulación visual y auditiva en el que el usuario debe concentrarse solamente en la tarea mental para el control del sistema BCI y, otro entorno virtual similar pero con situaciones comunes que podrían encontrarse en un paseo por un parque convencional, y donde aparecen numerosos estímulos distractores auditivos y visuales mientras el usuario intenta controlar el sistema BCI.

8.2 Método

8.2.1 Participantes

Participaron voluntariamente 11 estudiantes de la Facultad de Psicología de la Universidad de Málaga, sin experiencia previa en BCI. Eran nueve mujeres y dos hombres con una media de edad de 21.81 años ($SD=1.77$). A todos se les informó sobre el propósito de la investigación, la tecnología a utilizar, la duración de las sesiones, y los posibles efectos de la realidad virtual. Todos firmaron el consentimiento informado para participar en la investigación, asegurándoles la confidencialidad y trato anónimo de todos los datos. También recibían como reforzador puntos extras en la realización de prácticas en una asignatura.

8.2.2 Diseño experimental

Se ha utilizado un diseño intragrupo con medidas repetidas y las diferentes fases contrabalanceadas entre sujetos. El esquema del diseño sería A-B1-B2-C2-C1, mientras que en otros participantes el orden era A-B2-B1-C1-C2. La fase A consistía en una sesión de adaptación y entrenamiento inicial en BCI para obtener una calibración individual. En las fases B y C los participantes realizaban de forma continua el manejo del sistema BCI en 23 ensayos sucesivos. Todos los participantes pasaron por las 3 fases.

En la fase A, el entrenamiento de los usuarios sigue el paradigma propuesto por nuestro grupo (UMA-BCI) en Ron-Angevin y Díaz-Estrella (2009), basado en la propuesta por el grupo de Graz-BCI (Guger et al., 2001), en la que los usuarios estaban inmersos en un entorno virtual que tenían que controlar, a través de su imaginación, el desplazamiento de un coche a la derecha o izquierda, con el fin de evitar un obstáculo, tal y como se describió con mayor detalle en el experimento 1. En las sesiones siguientes, fases B y C, cada participante era entrenado en un entorno virtual muy cercano al que sería posteriormente evaluado. De forma asíncrona (modo de navegación sin control de tiempos y posiciones) el sujeto podría desplazarse libremente por el entorno para entrenarse con la interfaz de comando. El tiempo para esa adaptación variaba entre 10 y 15 minutos, hasta que el usuario hubiera logrado sensación de control.

La fase B consistía en evaluar el manejo de cada participante en la tarea del entorno virtual de un parque por el que debían desplazarse mediante un interfaz de comando (o navegación) exclusivamente visual. Había dos tipos de presentación visual de los entornos: fase B1, con estimulación simple y estática, y fase B2, con estimulación variada, con acciones, movimientos y sonidos presentados en ese entorno virtual del parque.

La fase C consistía en evaluar el manejo en los dos mismos entornos virtuales, pero mediante un interfaz de comando (o navegación) exclusivamente auditiva. La presentación visual, para evitar efectos de orden, se presentaba invertida respecto a la anterior. Así, la fase C se dividía en fase C2, con estimulación variada, movimientos y sonidos en el parque virtual, y la fase C1, con estimulación simple visual sin más distractores. Ambos entornos virtuales (1 y 2) serán explicados con más detalles posteriormente.

Capítulo 8

Para evitar posibles efectos de orden o acumulativos de una condición sobre otra, se contrabalancearon las condiciones entre sujetos, cambiando el orden de las tareas. Los participantes eran asignados aleatoriamente conforme llegaban a uno de los dos grupos con diferente orden de tareas. Los dos grupos pasaban por la sesión inicial de calibración y entrenamiento, pero las fases B y C las realizaban con distinto orden en cada caso.

Las fases B y C eran comprendidas por 23 ensayos. Los ensayos de detallarán en el apartado “Entorno Virtual”. Como medida de evaluación en los entornos virtuales se tomaba el número de aciertos en los 21 ensayos y el tempo de elección. Había otros 2 ensayos, el inicial y final del recorrido que no se contabilizaban como parte de la medición. La razón para no evaluar esos dos ensayos era porque queríamos tener las tres posibles elecciones de comando (avance, giro a la derecha y giro a la izquierda) asociada una vez a cada estímulo visual, lo que se consigue con los 21 ensayos. Esa ejecución se medía en cada una de las fases, todas con igual número de ensayos y movimientos posibles, tal como se describe más adelante en el procedimiento.

8.2.3 Instrumentos

La sala experimental, el ordenador, los proyectores estereoscópicos, el equipo de sonido y la instrumentación que caracteriza el sistema BCI que se han utilizado en este experimento han sido los mismos que se utilizaron en el experimento anterior

8.2.4 Procesado de la señal

El análisis de las señales de EEG en el sistema BCI implicaba la extracción de las características del EEG y su clasificación. Dicho procesamiento se basa en lo propuesto por Guger et al. (2003). La extracción de características consistió en la estimación de la potencia media de la señal en 0.5s ventanas en una banda de frecuencias que reaccionan con el tema específico, que se identificó manualmente mediante la comparación de los espectros de potencia de dos trazas en dos intervalos de 1s distintos: uno en el que los sujetos estaban en el estado de reposo, es decir, no realizaron ninguna actividad específica, sólo relajarse, y otra en la que estaban imaginando la tarea de abrir y cerrar la mano derecha (MI). Para cada sesión, se obtuvo una curva de la tasa de error, $e(t)$, como media de las 160 pruebas, como resultado de una clasificación basado en el Análisis Discriminante Lineal (LDA), siguiendo el procedimiento propuesto por Guger et al. (2001). En resumen, la instrumentación utilizada es la misma que se describió en el experimento 1.

8.3 Procedimiento

La experimentación consistía en 3 sesiones de aproximadamente 1 hora cada una. Como se ha descrito anteriormente, en la primera sesión se les informaba a los participantes del estudio, se les pedía el consentimiento informado (Anexo A) y se realizaba la fase A de adaptación, calibración y

Capítulo 8

entrenamiento previo. En la segunda sesión aleatoriamente, unos participantes realizaban la tarea de las fases B1-B2 y otros en el orden B2-B1, con los dos tipos de estimulación simple o compleja del entorno virtual. En la tercera sesión, unos participantes realizaban la tarea de las fases C2-C1 y otros en el orden C2-C1, con los dos tipos de estimulación pero con un manipulando sólo auditivo.

Para llevar a cabo la experimentación y tipos de estimulación que se manipulaban, se realizaron varios tipos de diseños de software de realidad virtual y navegación específicos.

8.3.1 Paradigma de Navegación

El paradigma de navegación utilizado en este estudio fue el mismo que el utilizado en Velasco-Álvarez (2013). Incluye dos interfaces con el fin de posibilitar un estado de No-Control (NC). Este estado consiste en un modo de espera, previo al estado de navegación. En primer lugar, la interfaz NC consta de una barra vertical azul semi-transparente colocada en el centro de la pantalla (ver figura 8-1a). Se presenta esta interfaz solamente una vez, al empezar la prueba. El objetivo es centrar el usuario y que él decida cuando empezar la fase de evaluación (navegación).

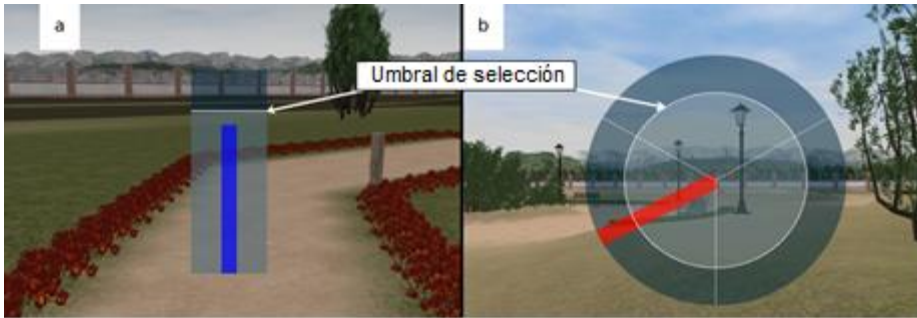


Figura 8-1. (a) Interfaz NC y (b) Interfaz IC

La longitud de la barra se calcula cada 62,5 ms como resultado de la clasificación LDA: si el clasificador determina que se está realizando la tarea de imaginación motora de la mano derecha, la barra se extiende; de lo contrario, la longitud de la barra se mantiene en su tamaño mínimo. Con el fin de cambiar de NC (no control) al estado IC (interfaz de control), el usuario debe mantener constante durante un determinado tiempo (llamado "tiempo de selección", que variaba de 0,9 s a 1,2 s), la barra sobre el "umbral de selección". En caso de que transcurriese un tiempo llamado 'tiempo de reset' debajo del 'umbral de selección', se resetea reiniciándose el 'tiempo de selección' acumulado.

En la fase B, la interfaz IC (Figura 8-1b) es similar a la presentada en Ron-Angevin, Díaz-Estrella y Velasco-Álvarez, 2009b, que comprende un círculo dividido en tres sectores, los cuales corresponden a los posibles comandos de navegación, con una barra azul colocado en el centro del círculo que está girando continuamente hacia la derecha (se necesita 15 segundos para completar un giro completo). Cuando el usuario lleva a cabo la tarea de imaginación de mano derecha, la barra se extiende y puede entonces seleccionar el comando correspondiente al sector que esté en el momento. La

Capítulo 8

forma en que la selección funciona en esta interfaz es el mismo que en la interfaz de NC, con los mismos tiempos de selección, de *reset* y el mismo umbral de selección. Cuando se excede, la barra detiene su rotación con el fin de ayudar al usuario a seleccionar un comando. Esta interfaz IC tiene tres comandos desde la que el usuario puede elegir: seguir adelante, girar a la derecha y girar a la izquierda.

En la fase C, los sujetos reciben información de la interfaz de navegación solamente de forma auditiva, mientras que interactúan con el sistema. Cuando el estado cambia de IC a NC escuchan la palabra en español “*esperar*”; el cambio inverso se indica con “*avance*”, ya que es el primer comando disponible en el estado IC. Por último, cada vez que la barra apunta a un nuevo sector de comando, se puede escuchar la palabra correspondiente: “*avance*”, “*derecha*” o “*izquierda*”, siempre en esta orden. En este caso, las palabras emitidas por el ordenador indican la posición de la barra, sin que aparezca en pantalla el interfaz visual circular.

En la Figura 7-5 se ve el detalle de cómo funciona la selección de un comando. Como se ha dicho, la temporización del cambio entre el estado NC y el IC es una simplificación de la mostrada en la Figura 8-2.

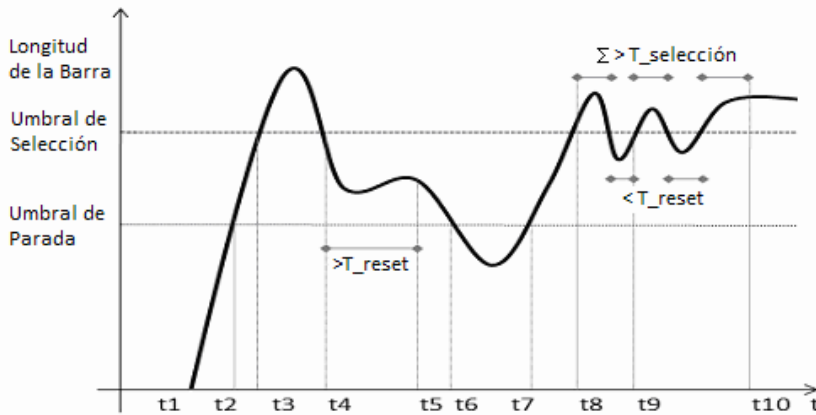


Figura 8-2. Control en el estado IC. t1: comienza la MI, la barra está girando; t2: la barra se detiene; t3: comienza a contar el 'tiempo de selección'; t4: comienza a contar el "tiempo de reset"; t5: el 'tiempo de selección' se resetea; t6: la barra retoma el movimiento; t7: la barra se detiene de nuevo; t8: comienza de nuevo el "tiempo de selección"; t9: el tiempo bajo el umbral no es suficiente para resetear el "tiempo de selección", la cuenta continúa; t10: tras tres intervalos, se completa el "tiempo de selección", el comando es elegido y el punto de vista comienza a moverse.

8.3.2 Entorno Virtual

El camino que el participante debe llevar a cabo simula un paseo en el parque en primera persona. El entorno 1 es totalmente estático, es decir, no hay movimiento en las figuras que forman el parque y tampoco hay sonido. El entorno 2 mantiene las mismas características y disposición gráfica del primero sin embargo, se añaden situaciones habituales en un parque, que suponen mayor cantidad de estimulación, movimientos y sonidos.

Para obtener las medidas de ejecución similares en ambos entornos y poder compararlos entre sí, se ha creado un camino "obligatorio"

Capítulo 8

comprendido en 23 ensayos (21 evaluativos y 2 neutros). Se consideran neutros el primero y el último ensayo porque son dos avances extras, el primero para entrar en el camino y el último para acceder al objetivo final. Cada ensayo es como un paso (adelante, izquierda o derecha) que el usuario ha de activar a través del sistema BCI para moverse por el parque. Cada ensayo se presenta en tres secuencias de tiempo:

1 - En el primer momento el usuario recibe la pista, una flecha roja que indica la dirección que debe elegir en la interfaz de navegación.

2 - En el segundo momento se presenta la interfaz de comandos (visual en las fases B1 y B2 y auditiva en las fases C1 y C2), para que el usuario intente elegir el comando indicado por la flecha (la flecha roja sigue siendo visual en los dos primeros momentos). El tiempo de cada ensayo viene determinado por el tiempo que tarda el usuario en elegir un comando, o bien que la barra gire dos veces por toda la extensión de la rueda. Si termina un segundo giro se considera "no elección de comando", por lo tanto, un error. El tiempo se medía de dos formas: desde que la barra entra en un sector circular y elige un comando y el tiempo total que ha tardado para elegir un comando. De esta forma, como resultado de cada ensayo, se considera un acierto si el participante logra activar el mismo comando solicitado por la pista y un error si activa otro comando diferente, que no sea el solicitado, o bien que no elija ninguno en dos vueltas de la barra.

3 - En el tercer momento el usuario recibe el *feedback* sobre el comando que ha elegido: si lo hace correctamente aparece una figura de "smile" (una carita feliz) y un sonido agradable (Figura 8-3a), si elige otra dirección distinta a la de la pista, surge una figura de "error" con el

sonido de una campana poco agradable (Figura 8-3b). Cuando el usuario comete un error, y aparece la figura “error”, el movimiento por el parque virtual se produce de todas maneras, y continúa el siguiente ensayo con la siguiente decisión sobre la dirección que ha de tomar y su pista correspondiente.

Esto implica que el camino por el parque no es libre, sino que ya está pre-determinado para que sea igual para todos los participantes y condiciones. De esta forma, sólo se miden las respuestas correctas o incorrectas que el usuario da cada vez que debe moverse, y se inicia un nuevo ensayo con un nuevo continuando el camino por el parque virtual, así en un total de 23 pasos o ensayos. Las acciones generadas en cada ensayo siguen una secuencia, siempre la misma, para que el usuario tenga que elegir una de las tres direcciones (adelante, derecha o izquierda). Así pueden compararse las ejecuciones al moverse por el parque de todos los participantes, en igualdad de condiciones y con idénticas medidas.

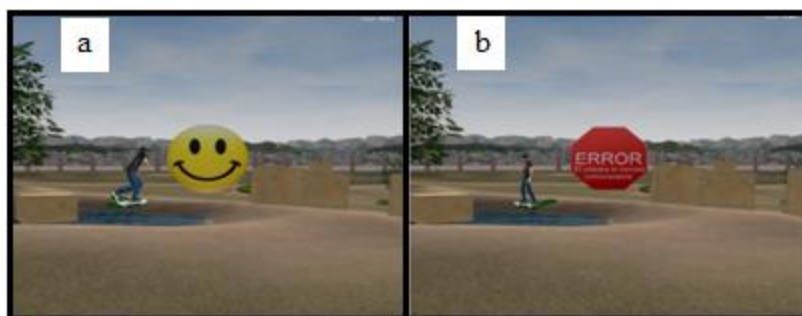


Figura 8-3. Feedback. Se observa los dos tipos de feedback, el smile (a) cuando el participante acierta y señal de error (b) cuando se equivoca.

8.3.3. Estímulos visuales y auditivos

Los estímulos presentados pueden ser o bien generales, presentes en todos los ensayos apareciendo de forma aleatoria, o bien específicos, una acción puntual que se presenta en cada ensayo. Como estímulos generales, por ejemplo, los usuarios pueden ver y oír un avión pasar con una pancarta de publicidad y coches pasando por calles paralelas al parque; auditivamente es posible escuchar los pájaros y el sonido ambiente común de un parque. Como estímulos específicos se presentaban acciones o eventos que pasan mientras el participante está expuesto en el inicio de cada ensayo, es decir, cuando aparece la pista y debe elegir un comando.

En total se presentaban 7 de estas acciones específicas: cajas que se caen, un chico corriendo en monopatín, lluvia, viento, persona de pie, niño, perro corriendo y nieve. A continuación se describe cada una de estas acciones.

- En la acción de las cajas y el chico con el monopatín, se presenta inicialmente una pila de cajas, el chico sale por detrás de las cajas con su monopatín deslizándose de un lado a otro de la pantalla, el inicio de ese movimiento hace que las cajas se caigan y se muevan. El movimiento de las cajas está hecho mediante un algoritmo que garantiza en cada ejecución distintos movimientos de caída, al mismo tiempo que se escucha el sonido de las cajas cayendo y las ruedas del monopatín durante todo el ensayo.
- En la acción de la lluvia, se visualiza cómo el cielo se pone cada vez más nuboso, con constantes ruidos de truenos y lluvia cayendo con efectos 3D.

- En la acción del viento, los árboles se mueven de forma constante, como si fuese el efecto real del viento sobre ellos, además se escucha el sonido del viento sobre muchos árboles y las hojas en movimiento.
- Cuando el usuario se para junto a la persona (se presenta un avatar de una persona real que está leyendo un libro), este usuario puede ver y oír al lector ojeando el libro, además de otras conductas como mirar al paseante en primera persona, señalar su descontento o inquietud con que le esté observando.

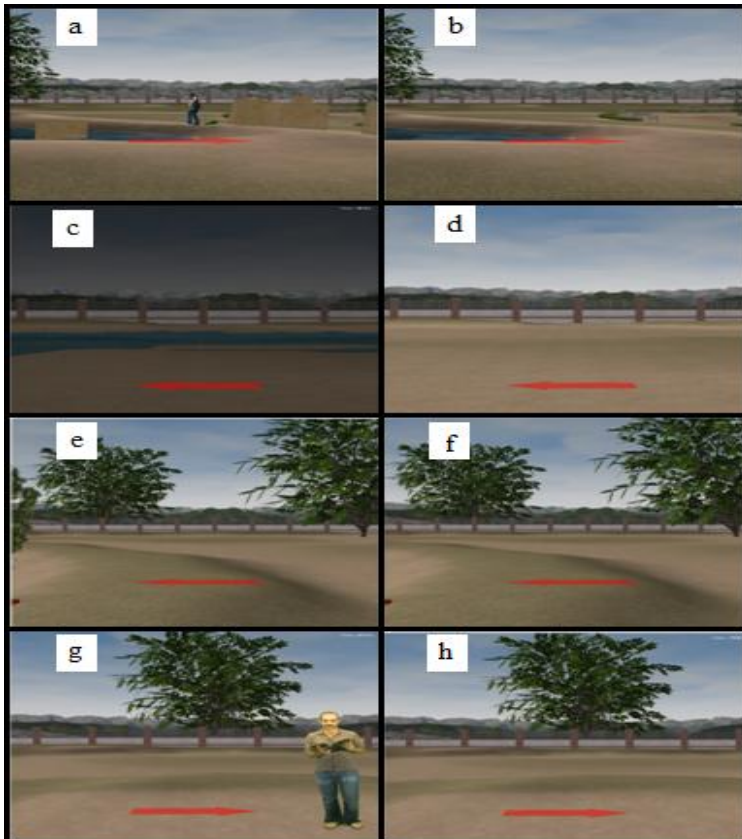


Figura 8-3. Estímulos distractores. Se observa en la figura, en la columna de la izquierda las acciones del chico con monopatín (a), lluvia (c), viento (e) y

Capítulo 8

la persona (g). En la columna de la derecha se observa el mismo ensayo realizado en el entorno virtual estático, chico con monopatín (b), lluvia (d), viento (f) y la persona (h).

En la acción con el niño, un niño surge corriendo detrás de la vegetación acompañado de tres balones de fútbol. Los balones saltan en distintas direcciones establecidas aleatoriamente. El niño corre zigzagueando en dirección a la primera persona del usuario, mientras se escucha el sonido de muchos niños jugando.

- En la acción del perro, se presenta un perro corriendo de un lado a otro de la pantalla, y como efecto auditivo, se le oye ladrar sin parar.
- La última acción es la nieve, todo el suelo y los montes se cubren de nieve acumulada, además de verla caer en 3D. En esta acción, el sonido ambiente cambia como si se escucharan los copos de nieve caer (ver Figuras 8-4 y 8-5 con ejemplos de los estímulos descritos).

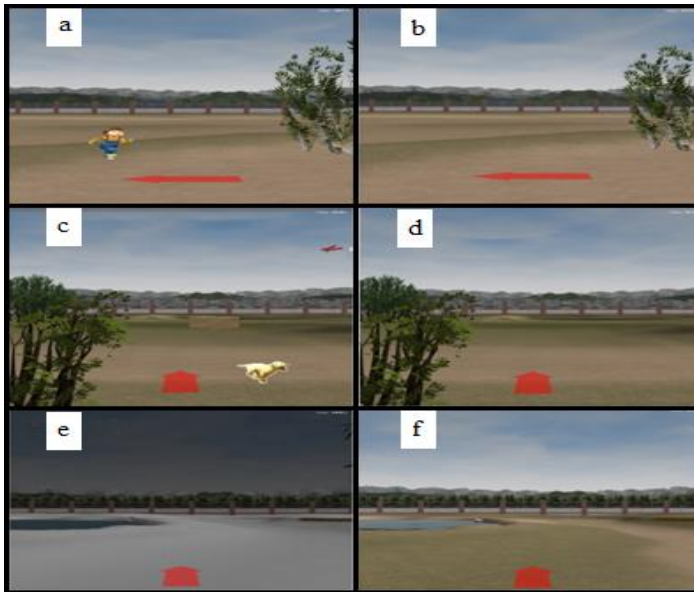


Figura 8-4. Estímulos distractores. Se observa en la figura, en la columna de la izquierda las acciones del niño (a), perro (c) y nieve (e). En la columna de la derecha se observa el mismo ensayo pero realizado en el entorno virtual estático, el niño (b), perro (d) y nieve (f).

8.4 Resultados

En la primera sesión de adaptación y calibración del sistema BCI (fase A) se determinaron las bandas de frecuencia de EEG específicas para cada participante, las que mejor discriminaban la actividad cerebral en la tarea exigida para controlar el sistema BCI. En la Tabla 8-1 se observa el porcentaje de mínimo error que tuvo cada participante. En la Tabla, la columna de 'MinErr (%)' muestra la tasa de error ($e(t)$) mínima en promedio general de los ensayos en la sesión de calibración, la columna “Banda de frecuencia (Hz)” muestra las bandas de frecuencia reactivos elegidos para

Capítulo 8

cada participante. Se observa que en todos los casos los instantes de mínimo error estaban por debajo del 30%, lo que supone un porcentaje inicial de 70% de control durante el instante de tiempo medido. También se muestra el orden de ejecución de las distintas fases seguido para cada participante, puesto que las fases se cambiaron de orden para evitar posibles efectos acumulativos de un entrenamiento sobre otro. Por otro lado, en ningún momento los participantes tuvieron primero la navegación auditiva y después la visual.

Tabla 8-1. Orden de ejecución en los entornos virtuales, Banda de Frecuencia e instante de Mínimo error.

Participantes	Orden de ejecución	Banda de frecuencia (Hz)	'MinErr (%)'
S_18	B1-B2-C2-C1	9 – 13	17.7
S_22	B1-B2-C2-C1	12 – 14	27.3
S_23	B2-B1-C1-C2	11 – 14	28.8
S_24	B1-B2-C2-C1	10 – 13	24.3
S_29	B2-B1-C1-C2	10 – 12	22.5
S_31	B2-B1-C1-C2	10 – 14	9.0
S_32	B1-B2-C2-C1	10 – 14	22.6
S_36	B2-B1-C1-C2	10 – 12	24.5
S_37	B1-B2-C2-C1	10 – 14	17.9
S_38	B1-B2-C2-C1	10 – 14	13.3
S_39	B2-B1-C1-C2	10 – 13	20.7
Media (SD)	---	(10.18±0.75) – (13.36±0.80)	20.78±5.93

La ejecución de cada participante en las tareas de movimiento por el parque virtual fue bastante homogénea. En la Tabla 8-2, puede observarse el porcentaje de aciertos en cada fase, es decir, el porcentaje en que el participante ha elegido un comando correcto en relación a total de ensayos posibles. En cada columna aparecen los aciertos ordenados por cada tipo de tarea, tanto en las fases B con comando visual (B1 con estimulación estática y B2 con estimulación compleja) como en las fases C con comando auditivo (C1 con estimulación estática y C2 con estimulación compleja).

Para observar el efecto del orden de ejecución, se ha realizado la prueba de Wilcoxon para datos apareados, comparando el número de aciertos de los participantes. Los resultados demuestran que no hay diferencias significativas ($p>.05$) entre B1+B2 y C1+C2.

Se observa en la Tabla 8-2 que los porcentajes medios de aciertos entre todos los participantes se acerca al 70% en ambos entornos virtuales, y en ambos interfaces de navegación visual o auditiva. En la misma tabla, se puede observar que la ejecución individual muestra una gran variabilidad entre los participantes. Son buenos resultados, por ejemplo, los de S_36 con 77 aciertos y el S_37 con 76, de un total de 84 aciertos posibles (considerando las 4 condiciones). También hay dos ejecuciones perfectas con 100% de aciertos, son los casos del participante S_31 en visual B1 y el S_36 en visual B2. El participante S_36 también destaca por bajar considerablemente entre las fases B y las fases C con media de 97,6% (media B1 y B2) en la fase B y baja a un 60% (media C1 y C2) en la fase C. La oscilación de resultados, buenos y malos, se confirman con los resultados por debajo de los 84 aciertos (ensayos totales), observados en los participantes S_32 y S_39, con 38 y 42 aciertos respectivamente. Aunque hay alguna variabilidad entre los participantes, el hecho de que no haya diferencias entre los dos grupos indica que no hay efecto de orden en las fases, ni ha habido efecto acumulativo de aprendizaje de unas tareas sobre otras.

Para analizar el posible efecto diferencial del tipo de estimulación o del tipo de interfaz de comando utilizada, se ha realizado un análisis intra-grupos de medidas repetidas (*t*-Student de datos pareados) con las posibles comparaciones, es decir, el posible efecto de la complejidad de la estimulación (B1 frente a B2, y C1 frente a C2); o el posible efecto de la

Capítulo 8

utilización de un comando visual o auditivo (B1 frente a C1, y B2 frente a C2). Sin embargo, en ninguna de esas comparaciones han aparecido efectos significativos ($p < .05$) aun teniendo en cuenta la variabilidad de algunos participantes. Las medidas obtenidas en las cuatro condiciones son muy similares, el porcentaje de aciertos está entre el 66% y el 68%, (ver media general en Tabla 8-2) lo que indica un porcentaje no muy alto de control en la ejecución del BCI. Pero los datos indican que no les ha afectado el cambio de entorno más o menos complejo (fases 1 y 2) ni el cambio de comando del entorno virtual o auditivo (fases B y C).

Tabla 8-2. Análisis de frecuencias de aciertos

Participantes	Visual B1		Visual B2		Auditivo C1		Auditivo C2	
	Aciertos	%	Aciertos	%	Aciertos	%	Aciertos	%
S_18	10	47.6	7	33.3	17	81.0	17	81.0
S_22	10	47.6	17	81.0	8	38.1	12	57.1
S_23	9	42.9	13	61.9	16	76.2	16	76.2
S_24	16	76.2	15	71.4	19	90.5	16	76.2
S_29	14	66.7	12	57.1	12	57.1	12	57.1
S_31	21	100	20	95.2	12	57.1	13	61.9
S_32	9	42.9	12	57.1	7	33.3	10	47.6
S_36	20	95.2	21	100	19	90.5	17	81.0
S_37	20	95.2	19	90.5	20	95.2	17	81.0
S_38	12	57.1	9	42.9	13	61.9	18	85.7
S_39	12	57.1	10	47.6	11	52.4	9	42.9
Media (SD)	13.90(4.63)	66.2	14.09(4.67)	67.1	14(4.49)	66.7	14.27(3.16)	68.0

Nota. N = 21 ensayos.

Al analizar la última línea de la tabla (8-2) se puede observar que los resultados medios de ejecución en el sistema BCI son prácticamente iguales en todas las fases. El número de aciertos es muy superior al número de errores, siempre en torno al 70%; pero el rendimiento de los participantes no

muestra diferencias: no hay diferencias por el hecho de que el interfaz de comandos sea visual o auditiva, ni tampoco cambian si el entorno virtual es estático o presenta estímulos más complejos visuales y auditivos.

Puesto que habían aparecido algunas diferencias en los tiempos al ejecutar los comandos, para intentar delimitar con mayor detalle las influencias de las condiciones estimulares sobre la ejecución en los comandos, se ha realizado también un análisis detallado de los aciertos en cada uno de los movimientos posibles, por si existía alguna dificultad específica relacionada con el comando “avanzar”, “izquierda” y “derecha” y los estímulos visuales y auditivos que aparecían al tiempo en el entorno virtual. En la Tabla 8-3 y 8-4 se presentan todas las elecciones en cada entorno virtual y fase del experimento. En esa Tabla, la muestra es de 21 ensayos para cada ejecución. En total, la muestra es de 231 ensayos. En “Mov” vemos las posibles selecciones: La selección “0” significa que el participante no ha seleccionado ningún comando, el 1 ha seleccionado el avance, el 2 ha seleccionado la derecha y el 3 ha seleccionado la el comando izquierda. Los participantes que no tienen la opción “0” es porque no han elegido ninguna vez esa opción.

Capítulo 8

Tabla 8-3. Resultados de las selecciones de comandos en las 4 ejecuciones.

Participantes	Mov	Visual B1		Visual B2		Auditivo C1		Auditivo C2	
		Selección	%	Selección	%	Selección	%	Selección	%
S_18	1	13	61.9	18	85.7	11	52.4	10	47.6
	2	5	23.8	3	14.3	6	28.6	7	33.3
	3	3	14.3	0	0	4	19	4	19
S_22	1	15	71.4	11	52.4	15	71.4	14	66.7
	2	6	28.6	6	28.6	5	23.8	5	23.8
	3	0	0	4	19	1	4.8	2	9.5
S_23	1	19	90.5	13	61.9	11	52.4	11	52.4
	2	2	9.5	7	33.3	7	33.3	6	28.6
	3	0	0	1	4.8	3	14.3	4	19
S_24	0	1	4.8	0	0	1	4.8	4	19
	1	8	38.1	10	47.6	7	33.3	6	28.6
	2	5	23.8	8	38.1	7	33.3	6	28.6
	3	7	33.3	3	14.3	6	28.6	5	23.8
S_29	0	0	0	0	0	0	0	1	4.8
	1	11	52.4	12	57.1	15	71.4	9	42.9
	2	6	28.6	4	19.0	4	19.0	7	33.3
	3	4	19	5	23.8	2	9.5	4	19.0
S_31	0	0	0	0	0	2	9.5	8	38.1
	1	7	33.3	8	38.1	11	52.4	6	28.6
	2	7	33.3	7	33.3	6	28.6	4	19.0
	3	7	33.3	6	28.6	2	9.5	3	14.3
S_32	0	2	9.5	2	9.5	2	9.5	0	0.0
	1	13	61.9	13	61.9	15	71.4	14	66.7
	2	5	23.8	3	14.3	1	4.8	6	28.6
	3	1	4.8	3	14.3	3	14.3	1	4.8
S_36	0	0	0	0	0	1	4.8	1	4.8
	1	8	38.1	7	33.3	7	33.3	6	28.6
	2	7	33.3	7	33.3	7	33.3	8	38.1
	3	6	28.6	7	33.3	6	28.6	6	28.6

Tabla 8-4. Continuación de los resultados de las selecciones de comandos en las 4 ejecuciones.

Participantes	Mov	Visual B1		Visual B2		Auditivo C1		Auditivo C2	
		Selección	%	Selección	%	Selección	%	Selección	%
S_37	1	7	33.3	6	28.6	8	38.1	8	38.1
	2	8	38,1	9	42.9	6	28.6	7	33.3
	3	6	28.6	6	28.6	7	33.3	6	28.6
S_38	1	14	66.7	17	81	13	61.9	10	47.6
	2	5	23.8	3	14.3	7	33.3	5	23.8
	3	2	9.5	1	4.8	1	4.8	6	28.6
S_39	1	14	66.7	14	66.7	11	52,4	16	76.2
	2	4	19.0	6	28.6	6	28.6	4	19
	3	3	14.3	1	4.8	4	19	1	4.8
Total	0	3	1.3	2	0.9	6	2.6	14	6.1
	1	129	55.8	129	55.8	124	53.7	110	47.6
	2	60	26.0	63	27.3	62	26.8	65	28.1
	3	39	16.9	37	16.0	39	16.9	42	18.2

Los resultados muestran que la elección del comando "avance" tiene un mayor porcentaje de aciertos en comparación con los comandos de "derecha" y de "izquierda". A continuación es más seleccionado el comando "derecha", pero es la correcta elección del comando "izquierda" la que define los mejores usuarios. Hay que decir que el comando "avanzar" era el primero que siempre aparecía en la rueda de comandos, y quizás por esa razón era el más elegido y más fácil de escoger. La predicción de un mayor número de aciertos estaría relacionada con la capacidad para elegir los comandos "derecha" e "izquierda". Si los participantes realizan bien la modulación de las tareas mentales del EEG para estos comandos, pueden realizar mayor número de ensayos correctos durante el recorrido por el parque virtual.

También se ha realizado una comparación entre B1-B2 y C1-C2 para observar el efecto de la interfaz de navegación y, por otro lado, B1+C1 y B2+C2 para verificar el efecto de la estimulación, en cuanto al tiempo para la elección de un comando. Se ha realizado una *t*-Student y se han encontrado diferencias significativas entre B1-B2 y C1-C2 en la variable del tiempo total de elección de un comando. En la interfaz de navegación auditiva se observan mayores índices de tiempo tanto para C1 ($t(460)=-2.353$, $p<.05$; $N = 231$) como para C2 ($t(460)=-3.65$, $p<.05$; $N = 231$). En esa fase, los participantes tardaron más tiempo, en segundos, en elegir un comando ($M = 21,37$ y $M = 24,0$; respectivamente) que cuando ha sido utilizada la interfaz de navegación visual ($M = 17,24$ para B1 y $M = 17,05$ para B2). Para los tiempos que cuentan desde que la barra entra en el sector hasta que se elige el comando, no hay diferencias significativas (B1 con $M = 7.18$ y B2 con $M = 7.33$; C1 con $M = 6.84$ y en C2, $M = 6.81$). En el análisis entre entornos virtuales, al comparar B1+C1 y B2+C2, no se encuentran diferencias entre los tiempos totales (B1+C1 con $M = 19.31$, $SD = 18.93$; B2+C2 con $M = 20.52$, $SD = 20.69$) ni para los tiempos de sector (B1+C1 con $M = 7.01$, $SD = 5.82$; B2+C2 con $M = 7.07$, $SD = 5.77$). Es decir, en resumen con una interfaz meramente auditiva los participantes tardan más en dar una respuesta adecuada en cada caso, o en otras palabras, la interfaz visual mejora los tiempos de navegación.

8.5 Conclusión del segundo experimento

Los participantes fueron expuestos a dos entornos virtuales del sistema BCI con características estimulares distintas, utilizando dos formas de navegación diferentes. En los resultados se observan algunos participantes con mucho control del sistema y otros con alguna dificultad para elegir el comando deseado.

Otro factor interesante que se ha observado, es que los participantes con bajos porcentajes de error en la fase A, de calibración, no son los participantes que tienen más aciertos en las fases de evaluación B y C. Por lo tanto, la fase A de entrenamiento en un entorno síncrono (navegación en el entorno virtual con tiempo y posiciones controladas), no predice el rendimiento en las fases de evaluación B y C. Esto puede deberse a los factores propios de una situación de evaluación. Un error puede desencadenar una serie de errores consecutivos. Otro punto a considerar es que la forma de procesado de la señal es distinta. En la fase de entrenamiento se considera el mejor segundo de señal durante todo el ensayo. En la fase de evaluación, manteniendo el mismo umbral de filtro, se considera el primer pico de activación de más de 1 segundo, aunque fuese involuntario. Así, la probabilidad de error en la activación de la señal durante la sesión de evaluación es mayor que en la de entrenamiento. Eso se da porque en la sesión de entrenamiento el *feedback* sigue durante 4,5 segundos de prueba, es decir, el participante puede equivocarse en el primer segundo y luego tener 3,5 segundos de sincronización correcta. En la fase de evaluación, cuando la señal es clasificada como la tarea de imaginación motora por más de un segundo, esto se traduce en una elección.

Por otro lado, el análisis general de los resultados muestra que el grado de control en el sistema BCI es independiente de la complejidad estimular que presente ese entorno virtual. Se ha obtenido aquí que, al presentar en un entorno virtual con estímulos, eventos y situaciones similares a los que se podrían encontrar en una situación en un parque real, estos estímulos no resultan distractores para el manejo del sistema BCI por imaginación motora. Aunque partíamos de la hipótesis de que quizás la mayor complejidad de la estimulación visual y auditiva, podría ser un distractor de la tarea cognitiva para manejar el sistema BCI, los resultados encontrados aquí muestran que un estímulo distractor, sea de tipo visual o auditivo, no resulta relevante para el control del SMR-BCI.

Si tenemos en cuenta el porcentaje de aciertos de los participantes en los dos entornos virtuales de este estudio, independiente de la fase en que se diesen, en todas las fases la media de participantes obtiene resultados semejantes de control del BCI. Es decir, la señal cerebral no se ve afectada por un estímulo distractor y mantiene la característica requerida por este tipo de sistema. Sin embargo, en un análisis más detallado, hemos mostrado que los tiempos para hacerlo y los comandos “izquierda-derecha” parecen dificultar la actividad cognitiva de imaginación que genera la señal EEG, y que quizás para lograr un comando más complejo sea necesario también mayor capacidad y tiempo de respuesta neuronal.

Concluamos que el presente trabajo apoya la idea que no hay relación entre la ejecución de los individuos en un entorno virtual con BCI y la mayor o menor complejidad de los estímulos presentados. Incluso que no hay diferencias de rendimiento en cuanto a la estimulación visual o auditiva, ni el tipo de comando visual o auditivo utilizado para manejar el BCI. Por

otro lado, los tiempos para la elección de un comando fueron significativamente mayores para la navegación auditiva que en la navegación visual. Visualizar la barra subiendo y bajando de acuerdo con la señal EEG debe favorecer el esfuerzo de activarla por parte del participante. La barra actuaría como un estímulo activador "extra", lo que no significa mayor activación involuntaria (equivocos). Eso explicaría la activación tardía en las fases de navegación auditiva. Creemos que estos hallazgos suponen una importante contribución a los sistemas BCI, puesto que implican que el sistema BCI puede utilizarse sin menoscabo en entornos más complejos que los que habitualmente vienen utilizándose en los experimentos de laboratorio.

Capítulo 8

9 - TERCER EXPERIMENTO

9.1 Introducción

Hasta ahora hemos mostrado experimentos sobre un sistema BCI basados en el registro de una respuesta neuronal voluntaria o instrumental, que el usuario produce bajo instrucciones del procedimiento, con lo que puede controlar un entorno virtual o cualquier otro aparato electrónico. Hemos visto la necesidad de calibración previa, las dificultades de aprendizaje de esas respuestas neuronales voluntarias, los porcentajes de respuestas correctas que en contadas ocasiones llegan al 100%, por lo que técnicamente estos sistemas BCI de registro asíncrono aún presentan bastantes dificultades.

Hay otros sistemas BCI que se basan en el registro de una señal neuronal específica que se da de manera automática al reaccionar ante una estimulación externa. Son los sistemas BCI basados en los potenciales evocados P300. Este potencial relacionado con el evento es una desviación positiva de la tensión que ocurre alrededor de 300 ms después de que un estímulo infrecuente o significativo es percibido (Wolpaw et al., 2002;

Woodman, 2010). En este procedimiento del BCI se presenta al usuario una señal visual rápida a la que ha de prestarse atención, lo que provoca una respuesta neuronal específica que se suele registrar alrededor del milisegundo 300, después de ser presentada esa señal. En este caso la captación del P300 es bastante más fácil técnicamente y se da casi por igual en cualquier tipo de participante. La amplitud de la onda en el P300 es típicamente entre 2 y 5 μV y su potencial de distribución es simétrica, localizada alrededor de las áreas centrales del cuero cabelludo y es más fuerte en el lobo occipital que en las regiones frontales (Krusienski et al., 2008).

El sistema BCI que se ha desarrollado como instrumento para que personas con graves dificultades motoras puedan comunicarse, ha sido el denominado “*Interface Speller*” o P300 *speller*. Este tipo de interfaz, en general, se muestra en la forma de una matriz representando un teclado alfanumérico. Los usuarios seleccionan un símbolo adecuado, centrando su atención en él, por ejemplo, contemplando el carácter exacto que quiere escribir. Para seleccionar el carácter, tienen que contar mentalmente el número de parpadeos que indican la fila y columna donde este carácter está situado en la pantalla. Después de un cierto número de parpadeos aparece el carácter elegido en la pantalla como *feedback*.

La señal del P300 se obtiene de forma natural, a través de una deflexión positiva de la señal EEG que se produce normalmente cerca de los 300 ms posteriores a la presentación de ese estímulo de parpadeo sobre la pantalla y el carácter o letra. Con esta señal neurológica clara del P300, el *software* determina la letra que el usuario se estaba fijando y la escribe como *feedback* en pantalla. En estos sistemas basados en el P300, el usuario simplemente debe estar atento a un estímulo que estará asociado a una cierta

opción (símbolo alfanumérico), que es presentado entre otros estímulos irrelevantes. Simplemente al prestar atención específica a ese estímulo, provoca una actividad cerebral suficientemente sistemática como para ser clasificada sin dificultad por los algoritmos informáticos del sistema BCI. En suma, estos sistemas BCI basados en el P300 no necesitan un entrenamiento sistemático, ni tampoco demasiado largo, simplemente detectan la actividad “refleja” del cerebro en respuesta a una estimulación específica.

La utilidad de los sistemas BCI ha sido apoyada por una amplia variedad de estudios entre la población en general, así como entre personas que se ven afectadas por una discapacidad motora (Donchin, Spencer y Wijesinghe, 2000; Sellers y Donchin, 2006; Silvoni et al., 2009; Wang, Guan y Zhang, 2005;). Este tipo de estudios han mostrado que como procesador de texto, el P300 *Speller* es una herramienta eficaz para ayudar a las personas que están perdiendo la capacidad de hablar o escribir por problemas motores. Las interfaces P300 *Speller* han mostrado mejores niveles de usabilidad diaria que otras tecnologías en la investigación reciente (Sellers et al., 2010).

Sin embargo, los sistemas BCI basados en el P300 no están libres de problemas. Por ejemplo, la velocidad de comunicación de estos sistemas aún es menor que la de las técnicas alternativas de ayudas, como el rastreador ocular. Es importante tener en cuenta que las evaluaciones de auto-informe han demostrado que el éxito en el uso del sistema BCI basado en el P300 requiere por lo menos el 70% de precisión en la ortografía por parte del usuario. Algunas personas no pueden alcanzar este umbral (Kübler et al., 2009).

Todavía es necesario mejorar la usabilidad de estos sistemas BCI *Spellers*. En consecuencia, los recientes estudios se han centrado en la

Capítulo 9

optimización de montajes de electrodos (Krusienski et al., 2006), propiedades de los estímulos (Serby, Yom-Tov y Inbar, 2005), métodos de procesamiento de señales (Krusienski et al., 2008), y paradigmas de presentación (Martens, Hill, Farquhar y Scholkopf, 2009; Townsend et al., 2010) para reducir los esfuerzos y para optimizar el rendimiento en la selección de caracteres.

También se ha estudiado la influencia de varias características psicológicas, ya que algunas de estas características personales han demostrado tener un efecto modulador sobre los parámetros que intervienen en la forma de onda derivada del componente P300, tal como la amplitud o la latencia. Algunos estudios empíricos han puesto de relieve el papel de factores psicológicos tales como la fatiga cognitiva inducida por el uso (Murata, Uetake y Takasawa, 2005; Kececi, Degirmenci y Atakay, 2006); la atención sostenida (Mangun y Buck 1998); la motivación de los usuarios (Kleih et al., 2010; Nijboer, Birbaumer y Kübler, 2010) y la frustración derivada de errores de rendimiento (Reuderink, Nijholt y Poel, 2009; Kleih et al., 2013). Para una revisión más exhaustiva puede consultarse Polich y Kok (1995). En cuanto a la atención, es importante señalar que los errores atencionales puntuales, que comprende los errores por dispersión, sobrecarga, o dificultad de la tarea, pueden conducir a una disminución general en la ejecución de la tarea (Smallwood y Schooler, 2006). Tales fallas atencionales pueden afectar al rendimiento del usuario durante una tarea de BCI en curso. Es importante reconocer que las demandas de la tarea y los estímulos distractores, también pueden afectar al rendimiento de los sistemas BCI con modulaciones en la amplitud del P300 (Wickens, Kramer, Vanasse y Donchin, 1983; Wickens, Kramer y Donchin, 1984), y tales modulaciones pueden conducir a errores en el manejo de los usuarios de un sistema BCI

(Gavett et al., 2012; Martens et al., 2009; Townsend et al., 2010). Del mismo modo, las características temporales y espaciales de la interfaz son un campo de investigación en crecimiento. Diversos estudios han proporcionado evidencia de la influencia de estas características en parámetros de atención y del uso BCI (Lu, Speier, Hu y Pouratian, 2013; McFarland et al 2011).

Estos estudios, en suma, sugieren que cuando los niveles de atención o de concentración se ven disminuidos, el rendimiento del usuario del sistema BCI tendería a ser menor. Por el contrario, las condiciones o las intervenciones que promuevan mayores niveles de concentración o atención sostenida pueden conducir a una mayor precisión o menor tiempo de realización de las tareas mediadas por el sistema BCI. El estudio de Lakey et al. (2011) ilustra este proceso. Estos autores estudiaron los efectos de un procedimiento de la inducción de la atención (mediante meditación) en el rendimiento del usuario en una tarea con el sistema BCI *Speller* y encontraron que los participantes que recibieron el procedimiento de inducción mostraron más precisión en la selección del carácter y tiempos más bajos en la finalización de la tarea que los participantes del grupo control. Woodman (2010) afirmó que la técnica basada en potenciales evocados (P300) ha demostrado ser particularmente valiosa para probar teorías de la percepción y la atención.

El clásico paradigma basado en el P300-BCI, con el propósito de posibilitar la comunicación, ha sido el *Speller* visual desarrollado por Farwell & Donchin (1988). Este consistía en una matriz *speller* de 6 x 6 compuesta por símbolos ortográficos. Sus líneas y columnas eran aleatoriamente intensificadas por un cierto tiempo, durante el cual el usuario debería contar el número de veces que el símbolo elegido había sido más intenso.

Cuando los predictores de texto se incorporan dentro de un corrector ortográfico clásico, la realización de tareas de ortografía generalmente es más rápida (Dunlop y Crossan, 2000). La gran mayoría de los estudios sobre el desarrollo de interfaces que permiten estas interacciones, proporcionando la comunicación, se han basado en el paradigma de la matriz *speller* (fila x columna), propuesto originalmente por Farwell y Donchin (1988), y que ha sido estudiado intensamente (Bianchi et al. 2010; Krusienski et al. 2008; Sellers et al 2006). Esta matriz *speller* estándar tiene su eficacia y usabilidad probada por una multitud de estudios, y será la utilizada como matriz base para comparar sus características con la matriz propuesta por nuestro grupo de investigación.

Este experimento se deriva de un estudio previo que propone una matriz con dimensiones reducidas para aumentar la velocidad en el tiempo de escritura, por medio de una mayor funcionabilidad. Se ha desarrollado una matriz *speller* que se asemeja a la interfaz T9 desarrollada para los teléfonos móviles (Grover, King, y Kushler, 1998). Además de su formato estructural reducido la matriz propuesta por nuestro grupo presenta un predictor de texto. Para una comparación más ajustada, hemos propuesto una tercera condición, la misma interfaz estándar pero también enriquecida con el predictor de texto. Así, se compara también el impacto del predictor de texto (interactividad) a la tarea de escrita, al tener dos matrices con la misma estructura.

Por lo tanto, el trabajo actual tiene como objetivo contribuir a las líneas de investigación de los teclados virtuales *spellers*. Para tal, se propone comparar los efectos de la concentración de usuarios en el rendimiento en una tarea de ortografía al utilizar diferentes sistemas BCI basados en el P300. Se van a comparar tres condiciones diferentes:

- 1- rendimiento utilizando una interfaz propuesto por Farwell y Donchin (1998)
- 2- la misma interfaz utilizando un predictor de texto enriquecido
- 3- el uso de un paradigma para la ortografía que hace uso de una matriz reducida (4x3) y basada en el predictor T9 de los teléfonos móviles. Dicha interfaz también incluirá el predictor de texto enriquecido.

La razón de utilizar la interfaz T9 es por tratarse de una matriz reducida e interactiva, con características distintas a las de la interfaz estándar. También el objetivo de este experimento es comparar el rendimiento en estas interfaces y el nivel de concentración del usuario ante estos estímulos. En resumen, se trataría de comprobar cuál de esos sistemas de BCI-P300, que registran de forma similar las respuestas neuronales del usuario, pero que presentan estructura y funcionalidad diferentes, puede ser mejor y beneficiar el futuro usuario con grave discapacidad motora

9.2 Método

9.2.1 Participantes

Se incluyeron como participantes 14 voluntarios sanos (60% varones), con una edad media de 25.50 años (SD ± 2.6). Ninguno de los participantes tenía un diagnóstico de enfermedad neurológica motora y ni experiencia previa en el uso de sistemas BCI. Después de informales sobre el proceso, las

Capítulo 9

características generales del experimento, el procedimiento con los electrodos y mediciones, además de las posibles molestias o cansancio por los ensayos, todos los participantes dieron su consentimiento favorable. Para participación en este experimento, se consideró los mismos criterios descritos en el experimento 1.

9.2.2 Diseño

Se ha realizado un diseño intragrupo con medidas repetidas con un control interno aleatorio de las condiciones experimentales para eliminar algún posible efecto acumulativo o de orden. Había una sesión inicial de evaluación y, posteriormente, todos los participantes recibían el entrenamiento con los 3 tipos de BCI-P300. Cada participante realizó una tarea en una interfaz por sesión, con intervalos de dos días entre las sesiones. Las interfaces se explicarán con mayor detalle más adelante. Para tener un mayor control interno en el diseño además de evitar que el “aprendizaje previo” sea un factor favorable para alguna interfaz u ocurriese algún otro efecto acumulativo de un sistema sobre otro, se realizó una asignación aleatoria de los 3 sistemas para cada participante, de forma que todos recibieran el mismo entrenamiento pero en un orden diferente con cada sistema.

9.3 Instrumentación

Para la evaluación del grado de usabilidad de cada uno de los sistemas BCI-P300 que se iba a utilizar, se desarrolló un cuestionario específico a manera de auto-informe basado en las sensaciones percibidas por el usuario durante la utilización de cada sistema. Su estructura presentaba el formato de una escala tipo Likert (1 = nada a 5 = mucho), midiendo 10 estados emocionales y sensaciones relacionadas con el uso del BCI, la interactividad, la sensación de controlabilidad, así como la fatiga causada por la tarea. En el Anexo 2 aparece el modelo de cuestionario utilizado.

También se utilizó el Test d2 (Brickenkamp 2002) para evaluar los niveles de atención. La prueba d2 consta de catorce líneas de letras "d" y "p" marcados con uno, dos, tres o cuatro guiones. Se requiere que el participante tache todas las apariciones de la letra *d* con dos guiones, durante los 20 segundos permitidos por cada línea. Se valoraba el desempeño de concentración (el número de elementos procesados correctamente, menos errores de comisión) como una medida de la atención selectiva. Este test de atención ha sido ampliamente utilizado en otros estudios, donde ha mostrado niveles adecuados de fiabilidad ($\alpha > 0.90$) y una buena fiabilidad test-retest. Buttner (citado en Brickenkamp 2002), que estudió una muestra de 110 estudiantes universitarios, encontró altos niveles de asociación test-retest ($r = 0.87$), a pesar de que la nueva prueba d2 se produjo después de un intervalo de seis meses.

Las señales EEG fueron registradas por electrodos de oro situadas en regiones del cuero cabelludo definidas de acuerdo con el sistema internacional 10-20, en las posiciones: P3, P4, PO8, Fz, Cz, Pz, PO7, y Oz.

Capítulo 9

Todos los electrodos fueron referenciados a FPz. El electrodo de tierra se colocó en el lóbulo de la oreja izquierda. Los datos derivados de los 8 canales fueron amplificados por un amplificador de 16 canales (modelo g.BSamp de *Guger Technologies*) y digitalizadas con una frecuencia de muestreo de 256 Hz por una tarjeta de adquisición de datos (modelo NI-USB-6210; *National Instruments*). El ordenador utilizado fue de la marca LG con un procesador Intel Core2 Quad de 2.4 GHz y 3 GB de memoria RAM. El monitor utilizado fue un Asus VW192S - 19" LCD.

Los tres teclados virtuales basados en el P300 se implementaron a través de la plataforma BCI2000 (Schalk et al., 2004). A continuación se describen las tres interfaces utilizadas en este trabajo. Se utilizaron los mismos criterios de selección para las tres interfaces que consistía en realizar un total de 20 ciclos de parpadeo para que el sistema pueda tomar una decisión. Los tres *spellers* utilizados en este estudio se denominan *Spellermod*, *SpellermodPred* y *SpellerT9*.

9.3.1 SpellerMod

La interfaz *Spellermod* consiste en una matriz de visualización alfanumérica 7 x 6 adaptada de la matriz 6 x 6 original usada por Farwell y Donchin (1988). Cada elemento de la matriz corresponde a una letra, número o función de ortografía (Figura 9-1). Las únicas dos modificaciones de la matriz original fueron la inclusión de funciones que permiten al usuario borrar un carácter colocado previamente o añadir un espacio en blanco.

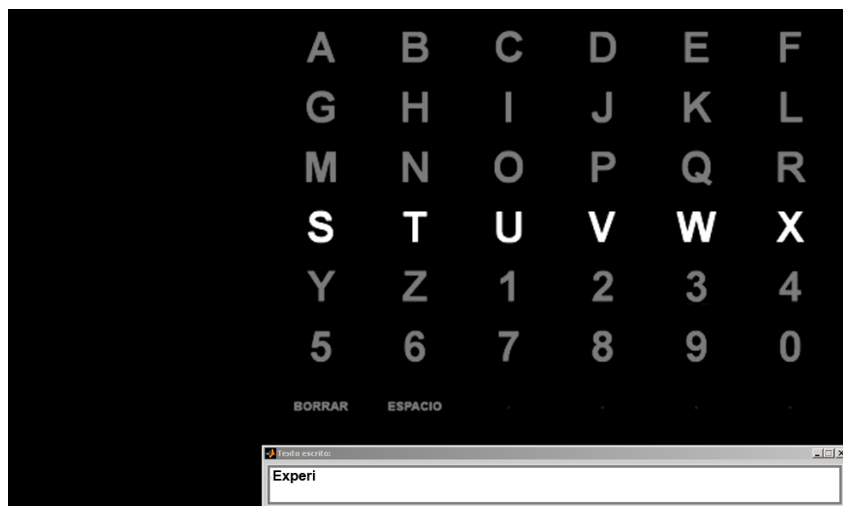


Figura 9-1. Spellermod.

El usuario puede seleccionar cualquier letra o número individual. Del mismo modo, el usuario puede borrar el último carácter seleccionado al escoger la opción "BORRAR", o puede agregar un espacio en blanco al escoger la opción "ESPACIO". Esta interfaz permite al usuario escribir cualquier palabra, pero no incluye ningún diccionario, y todos los caracteres seleccionados por el usuario se muestran en pantalla tal cual se van seleccionando. Teniendo en cuenta que para seleccionar un símbolo es necesario que éste parpadeé 20 veces, el tiempo requerido para que el usuario seleccione un carácter apropiado con la interfaz *SpellerMod* era de 34.50s.

9.3.2 SpellermodPred

La interfaz *SpellermodPred* es similar a la interfaz *SpellerMod* pero incorpora una nueva función, "Validar", la cual permite reducir el tiempo de escritura de una palabra (Figura 9-2). La interfaz *SpellermodPred* incorpora un diccionario de manera que cuando una combinación de caracteres ha sido seleccionada, dicha interfaz muestra, en una ventana virtual, la palabra más probable que pueda escribirse con los caracteres ya seleccionados. De este modo, cuando el usuario elige la función "Validar", la palabra predicha se selecciona directamente. El tiempo de selección de un carácter es el mismo para la interfaz *Spellermod*, siendo 34,50s, pues de nuevo se requiere 20 parpadeos para seleccionar una letra. Este tipo de predicción también ha sido implementada en la interfaz *SpellerT9*, tal como se describe a continuación.

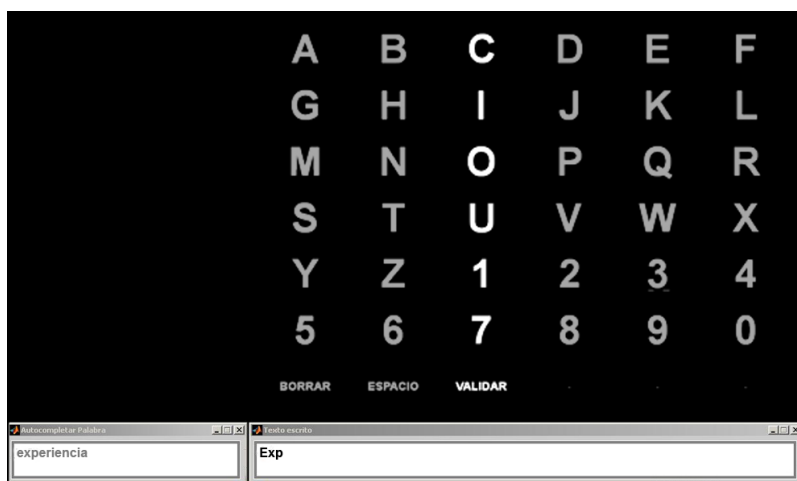


Figura 9-2. SpellermodPred.

9.3.3 SpellerT9

La interfaz *SpellerT9* presenta al usuario un teclado virtual de tamaño 4 x 3 (Figura 9-3A) donde únicamente ocho teclas, correspondientes a los números de 2 a 9, son utilizadas para la selección de caracteres. Cada una de esas teclas corresponde a tres o cuatro letras. Para eliminar la ambigüedad de secuencias de teclas, se implementó una versión modificada del sistema de texto predictivo T9. De forma resumida, esta interfaz *SpellerT9* funciona de manera similar a los móviles actuales al escribir mensajes, que van escribiendo una predicción de la palabra más probable que el usuario ha comenzado a escribir.

A continuación se describe el funcionamiento de la interfaz. Dada una cierta secuencia de teclas (de la 2 a la 9), el sistema calcula los denominados “*textonyms*” (los textos homónimos correspondientes), es decir, todas las posibles combinaciones de letras con significado léxico que podrían formarse con las letras que figuran en las teclas seleccionadas. Estos *textonyms* son ordenados de acuerdo a su frecuencia léxica en la lengua española (de acuerdo con la Real Academia Española). De la lista de *textonyms*, el sistema selecciona el utilizado más frecuentemente, mostrándolo en el cuadro de texto debajo del teclado (Figura 9-3A). De este modo el usuario sigue escogiendo caracteres hasta formar una palabra, y tal y como se ha dicho, el sistema mostrará en la ventana la palabra, formada con la combinación de teclas seleccionadas hasta el momento, que se utilice con más frecuencia. Si la palabra mostrada es la palabra deseada por el usuario, éste la acepta al seleccionando la tecla “0” (es decir, la selección del comando de espacio), la cual valida la palabra añadiéndole un espacio al final. De lo contrario, si la

palabra mostrada no es la deseada por el usuario, éste selecciona la tecla “C”, y el sistema ofrece una nueva interfaz con las posibles palabras (máximo 4) que pueden formarse con la secuencia de teclas escogidas. Por ejemplo, dada la secuencia de teclas 2272, la palabra "casa" se muestra en el cuadro de texto debajo del teclado. Si el usuario selecciona la tecla “C”, entonces los *textonyms* "casa", "cara", "capa", y "basa" se muestran en el nuevo teclado (ver Fig. 9-3B). Posteriormente, el usuario podría seleccionar una de esos *textonyms*, mostrándose la palabra junto con un espacio en la ventana. Como alternativa, el usuario podría volver al teclado anterior seleccionando la tecla “VOLVER”.

Siguiendo las sugerencias de Dunlop y Crossan (2000) y al igual que en la interfaz *SpellerModPred*, además del sistema predictivo T9, se ha añadido un predictor de palabra de manera que, una vez seleccionada una combinación de teclas (de 2 a 9), el sistema sugiere en otra ventana distinta (ventana situada a la izquierda del teclado en la Figura 9-3A) la palabra completa más probable que comience con la combinación de teclas seleccionadas, siendo validada directamente por el usuario al seleccionar la tecla “VALIDAR”. Como ejemplo, dada la secuencia de teclas 2272, mientras que el predictor T9 sugiere la palabra “casa”, la palabra predicha por el sistema predictor es “Barcelona”.

Al disponer de una matriz reducida (4x3), el tiempo necesario para seleccionar una tecla fue de 19.5s, la segunda pausa inicial de 2s, más el tiempo necesario para parpadear las cuatro filas y tres columnas 10 veces cada uno. La versión modificada del sistema de texto predictivo T9, así como la palabra predictor se implementaron utilizando MATLAB 2010b® y con llamadas a funciones específicas desde el software BCI2000.

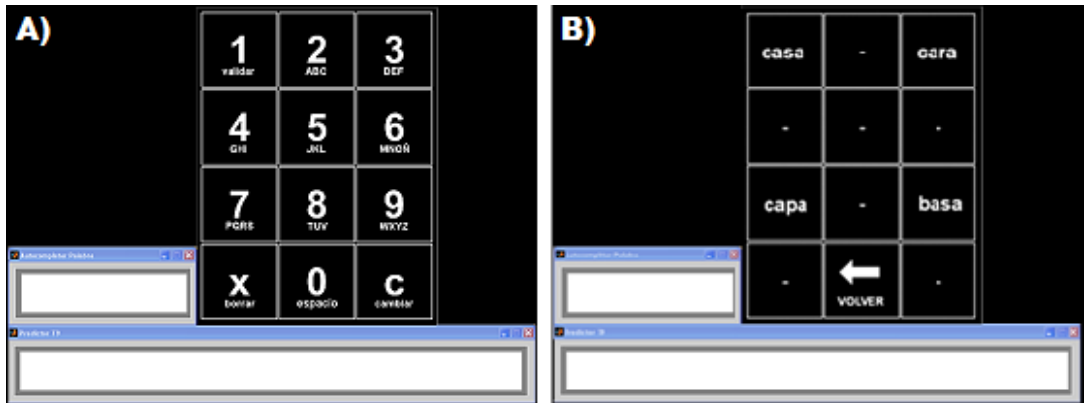


Figura 9-3. SpellerT9. Las dos interfaces distintas del SpellerT9. (A) El teclado virtual 4 x 3 para escribir. El cuadro de texto debajo del teclado muestra el mensaje del sistema de texto predictivo T9, mientras que el cuadro de texto a la izquierda muestra el resultado de la palabra del predictor de palabras. (B) En caso de que el *textonym* seleccionado no era la palabra deseada por el usuario, al seleccionar la tecla “C” el sistema mostraba otras opciones de palabras posibles.

9.4 Procedimiento

Para ese experimento el participante se ha sentó en una silla confortable, posicionada a un metro y medio de la pantalla de un ordenador de mesa. La experimentación se realizó en 3 sesiones para cada participante, cada una de ellas para evaluar cada una de las 3 interfaces propuestas (BCI-P300), y con un orden de sesiones diferente también entre ellos. En la primera sesión se pasó el Test d2 para evaluar el nivel atencional del individuo y no se volvieron a pasar en las demás al considerarse las puntuaciones del d2 estables, incluso en periodos de hasta seis días

(Brickenkamp, 2002). A continuación se colocaron los electrodos al participante, se probó la instrumentación y comenzó la calibración.

Cada sesión de BCI, a su vez, se organizaba en tres fases: calibración, entrenamiento y evaluación. Todas ellas eran similares para todos los participantes y en las tres interfaces BCI-P300, siendo la única diferencia el tipo de interfaz a evaluar. Cada fase duraba aproximadamente 15 minutos, con un total de unos 45 minutos por sesión.

1 - La primera parte era de calibración. El objetivo de esta fase era detectar y registrar los potenciales evocados P300 de los participantes, incluyendo sus características electrofisiológicas. Esta fase también se utilizó para determinar el nivel de potencial de señal de entrada que debía vincularse a la selección de caracteres. La tarea de ortografía utilizada durante la fase de calibración consistió en cinco combinaciones de caracteres cortos para escribir palabras o números sin embargo, en ningún momento se mostraba el resultado de la selección, tratándose pues de una sesión sin feedback. Para las interfaces *Spellermod* y *SpellermodPred* se utilizaron las palabras: *hoy*, *sin*, *casa*, *remo* y *tus*. Se utilizaron siempre las mismas palabras en las tres sesiones. Para la interfaz *SpellerT9* se utilizó una secuencia de letras y números debido a su teclado como eran: *159*, *357*, *1xc3*, *4796* y *288* (que corresponden a las mismas palabras pero en el teclado numérico). En todos los casos, la primera palabra (*hoy*) o secuencia de números (*159*) no se tenía en cuenta en la fase de calibración, puesto que era la primera experiencia y toma de contacto de los participantes con el sistema BCI-P300.

2 - La fase de entrenamiento en la interfaz se llevó a cabo inmediatamente después. Se instruyó a los participantes para que utilizaran el sistema BCI libremente, es decir, que podían escribir cualquier palabra. Aquí sí había *feedback*, y aparecían las palabras escritas, con o sin errores, en la pantalla. El procedimiento era idéntico en las 3 interfaces. Los usuarios podían utilizar libremente el sistema para deletrear combinaciones de caracteres, palabras o frases, como quisieran. Al poco, los participantes adquirieron cierta sensación de control en los sistemas y podían explorar todas las funciones de cada interfaz escribiendo a su libre albedrío.

3 - La última parte de cada sesión era la fase de evaluación. Los participantes tenían que completar una tarea obligatoria de ortografía, que consistía en escribir una frase única: "*Experiencia BCI en la Universidad de Málaga*". Se instruyó a los participantes para que mantuviesen la atención sobre el carácter (o símbolo) en el teclado virtual que querían elegir. Cada símbolo de la matriz se intensificaba 20 veces, ya que cada fila y cada columna parpadeaba un total de 10 veces. El usuario mantenía la atención sobre el símbolo elegido, haciendo una cuenta mental de las veces que éste era más intenso. La cuenta de números como respuesta privada sirve para enfocar la atención y facilitar la aparición del potencial neuronal registrado en el P300.

En todos los ensayos, el intervalo entre-estímulos (ISI) fue de 125 ms.

Una vez que se había seleccionado un símbolo, había una pausa de 2 s, y se iniciaba una nueva secuencia de flashes. El tiempo requerido para que el

Capítulo 9

usuario seleccione un carácter apropiado con la interfaz *SpellerMod* era de 34.50s. El tiempo de selección es lo mismo para la interfaz *Spellermodpred*, 34,50 s. Como en el *SpellerT9* se visualiza un teclado con una matriz reducida (4 x 3), el tiempo necesario para seleccionar una tecla ha sido de 19.5s.

Al final de cada sesión se administraba el cuestionario de usabilidad BCI, tal como se ha descrito con anterioridad, para recabar la opinión personal de los usuarios sobre cada uno de los sistemas BCI-P300 que acababa de utilizar.

9.5 Resultados

Los valores utilizados para el análisis estadístico se presentan en la Tabla 9-1. Las medidas son: el tiempo total (en segundos) que cada participante ha tardado en escribir la frase (“Tiempo”) y los errores obtenidos para cada uno de los *Spellers* (“Errores”). También se puede observar la puntuación de cada participante en el test de atención d2. Los resultados de dicho test corresponden a la medida “índice de concentración” (“CON”) de este test. Esa media es generada por el total de aciertos en las 14 filas (subrayar correctamente la *d* con dos guiones) menos el número de elementos irrelevantes marcados en todo el test. Los resultados obtenidos del Test d2 sobre atención muestran que la mayoría de los participantes tienen unos niveles de concentración y atención adecuados. Estos resultados han sido comparados con los niveles normativos sugeridos por el propio test y no se

encontraron diferencias, ni tampoco ningún participante con niveles extremos para el test. Todos están en sus niveles normales acorde a su edad.

Se realizaron análisis comparativos para evaluar las posibles diferencias en el desempeño de tareas de escritura con cada interfaz. También se consideró el índice de concentración, basado en la puntuación del Test d2. Se utilizaron como variables dependientes el tiempo total para escribir la frase y el número de errores cometidos. El tipo de interfaz utilizada se consideró como un factor intrasujetos. Los participantes fueron divididos en dos grupos de siete según su nivel de concentración, utilizándose la mediana de la muestra (207.50) como valor de corte para clasificar como mayores y menores índices de concentración (factor entre-grupos). La razón de elegir la mediana es por el hecho de usar un estadístico propio de la muestra, es decir, usar la mediana implica dividir la muestra por el percentil 50 en esa variable. Se realizó entonces un análisis factorial 2x3 para ver si había diferencias entre los 3 sistemas en función de la concentración, tanto en los errores como en los tiempos, y el tamaño del efecto se estimó utilizando el estadístico *eta cuadrado parcial* (η^2_p).

Tabla 9-1.. Variables medidas para cada sujeto en los tres *Spellers*.

Participantes	SpellerT9		SpellermodPred		Spellermod		d2 test -
	Tiempo	Errores	Tiempo	Errores	Tiempo	Errores	CON
1	507.00	0	1000.50	1	1759.50	4	188.00
2	780.00	9	1449.00	9	2173.50	10	218.00
3	663.00	4	931.50	1	2035.50	9	206.00
4	682.50	1	931.50	0	2001.00	8	197.00
5	604.50	2	897.00	0	1552.50	1	233.00
6	663.00	4	1794.00	14	2622.00	21	179.00
7	760.50	6	1380.00	6	1483.50	0	291.00
8	507.00	0	1173.00	4	1483.50	0	209.00
9	546.00	1	1242.00	1	2035.50	8	173.00
10	115.50	13	1345.50	6	1759.50	4	195.00
11	624.00	2	862.50	0	1483.50	0	274.00
12	585.00	2	931.50	1	1483.50	0	289.00
13	526.50	0	862.50	0	1483.50	0	251.00
14	507.00	0	862.50	0	1552.50	1	188.00

El análisis reveló que el efecto de las variables dependientes en el desempeño en la tarea de escribir la frase variaba entre las interfaces. Con respecto al tiempo total de escritura (“Tiempo”), se encontró un efecto principal entre las interfaces ($F(2,24) = 116.32, p < .01, \eta^2_p = .91$). Estos resultados fueron corroborados con las pruebas post hoc de Bonferroni, a partir de las cuales se mostraron diferencias significativas en el tiempo de ejecución para las tres interfaces ($p < .05$). En general, se observó que los participantes tardaban menos tiempo para concluir su frase en la interfaz *SpellerT9* ($M = 650.46; SD = 223.43$) que en las interfaces *SpellermodPred* ($M = 1118.78; SD = 286.64$) o en la interfaz *Spellermod* ($M = 1779.21; SD =$

349.40). No se observaron efectos principales según el grupo ni efectos de interacción. En la Figura 9-4 se encuentran los rendimientos en tiempo de los participantes para las tres interfaces.

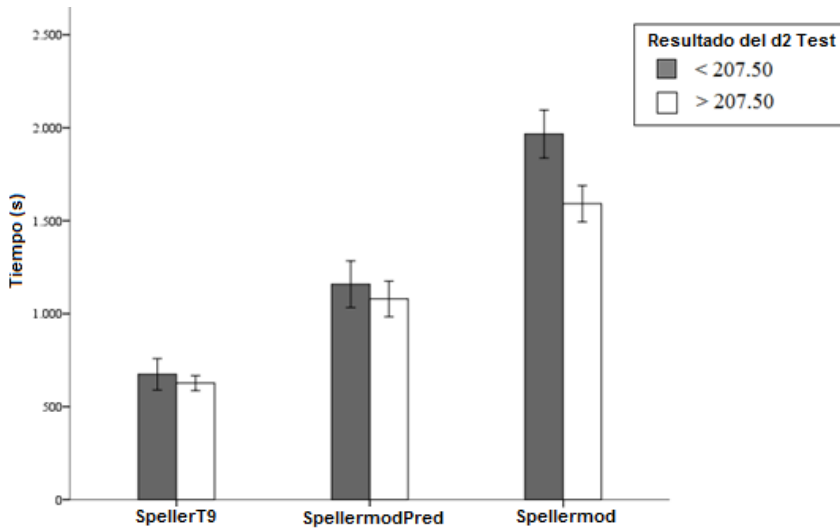


Figura 9-4. Gráfica del rendimiento en relación al tiempo total.

En relación al número de errores, no se vieron efectos principales en ninguna de las tres interfaces, pero sí se observó un efecto de interacción Grupo*Interfaz, ($F(2,24) = 4.12$, $p < .03$, $\eta^2_p = .25$). Así, se observaron niveles bastante similares de errores para los grupos tanto en la interfaz *SpellerT9* ($M = 3.14$; $SD = 3.86$) como en la *SpellermodPred* ($M = 3.07$; $SD = 4.27$). Sin embargo, se observaron diferencias significativas con respecto al número de errores en la interfaz estándar *Spellermod*, indicando un menor número de errores para participantes con alta concentración ($M = 1.57$; $SD = 3.73$), en comparación con los participantes con baja concentración ($M =$

Capítulo 9

7.88; SD = 6.46). En la Figura 9-5 se representan los rendimientos de los participantes para cada interfaz con respecto al número de errores.

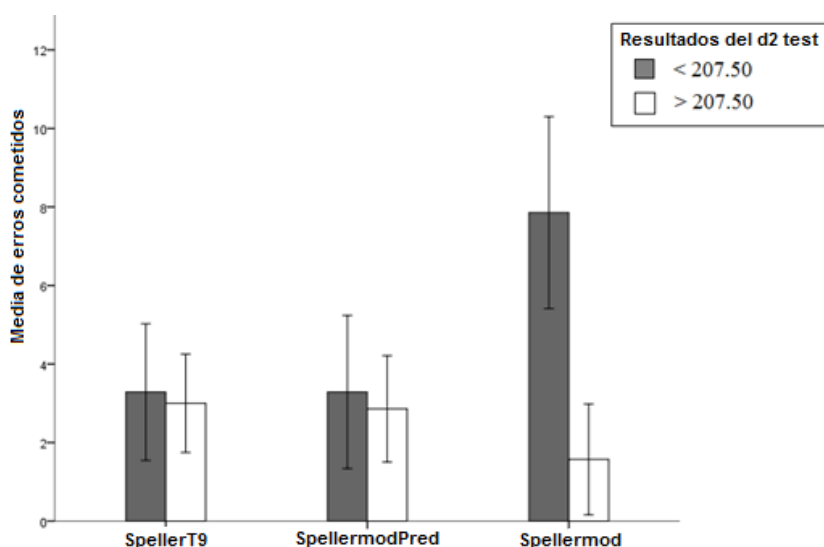


Figura 9-5. Gráfica del rendimiento en relación al número de errores.

Se pusieron a prueba diferentes modelos de regresión lineal para estudiar el efecto de la concentración en el rendimiento. Como criterios para estos modelos se usaron el tiempo de ejecución en la tarea de escritura y el número de errores cometidos en ella. Así, se probaron modelos independientes para cada criterio y para cada una de las interfaces. Previo al estudio de estos modelos se decidió sobre qué variables, como factores explicativos, debían introducirse en función de la existencia de asociaciones entre cada una de ellas y cada criterio. Los modelos explicativos fueron calculados usando el procedimiento de pasos sucesivos. Como resultado, cabe señalar que no se encontraron modelos explicativos cuando se consideró el número de errores como criterio, para la interfaz estándar *Spellermod*.

Sin embargo, sí se descubrió un modelo significativo para el tiempo de ejecución, con $F(1,12) = 7.51$; $p < .05$. Este modelo mostró un importante poder explicativo ($R^2_{COR} = 0,33$). El nivel de concentración fue el único factor significativo incluido en este modelo ($\beta = -.62$; $t = -2.74$, $p < 0.02$). En relación a la interfaz *Spellermod* (interfaz estándar), se encontró otro modelo lineal significativo para explicar los errores de selección en dicha interfaz, $F(1,12) = 6.36$, $p < .05$. Dicho modelo explicó el 29.20% de la varianza del criterio. El nivel de concentración volvió a ser el único factor explicativo incluido en el modelo ($\beta = -.59$; $t = -2.52$, $p < 0.03$). Para las interfaces *SpellermodPred* y *SpellerT9*, no se mostraron modelos explicativos significativos para explicar el rendimiento en función del nivel de concentración del usuario.

Por último, se realizó un análisis sobre las preguntas del cuestionario de usabilidad y sus respectivas puntuaciones promediadas entre los participantes para cada uno de los *spellers*. Los datos se muestran en la Tabla 9-2. La respuesta promediada indica el grado de acuerdo de los participantes con su declaración por medio de una escala tipo Likert de 5 puntos (1 = Muy en desacuerdo, 2 = En desacuerdo, 3 = Neutral, 4 = De acuerdo, 5 = Muy de acuerdo).

Tabla 9-2. Media de respuestas en cada uno de los ítems sobre usabilidad en función del sistema *speller* utilizado.

Pregunta	Spellers			Medias de todos los spellers
	SpellerT9	SpellermodPred	Spellermod	
He encontrado la interfaz atractiva	3.93±0.83	3.50±1.02	3.07±0.92	3.50±0.97
He encontrado dificultad para enfocar mi atención en el símbolo deseado	1.79±0.97	2.29±1.33	2.36±1.15	2.14±1.16
Te ha parecido larga la sesión	1.86±0.95	3.07±1.00	3.86±0.86	2.93±1.24
La función de cada tecla es clara	4.50±0.94	4.71±0.61	4.64±0.50	4.62±0.70
He encontrado la interfaz confusa	1.57±0.85	1.21±0.43	1.36±0.84	1.38±0.73
La utilización de la interfaz me genera cansancio	2.14±1.35	3.29±0.83	3.71±1.07	3.05±1.27
Estuve motivado para usar el speller	4.36±0.63	3.79±0.70	3.79±0.70	3.98±0.72
Me he sentido frustrado en algún momento mientras usaba el speller	2.36±1.28	2.36±1.50	2.21±1.19	2.31±1.30
He tenido sensación de control	4.14±1.17	4.21±0.70	3.57±1.22	3.98±1.07
Tuve dificultad para utilizar el speller	2.07±1.38	2.29±0.91	2.71±1.38	2.36±1.25

Se realizó un análisis comparativo entre las tres interfaces y las respuestas del cuestionario. Se analizaron las respuestas por medio de una serie de pruebas de Friedman. La razón de utilizar la prueba de Friedman es robusta cuando se viola la normalidad. Ese análisis es equivalente a la ANOVA de medidas repetidas. Se consideró medidas repetidas de dos factores, con el factor 1 la interfaz, que es intrasujeto; y el factor 2 que es el grupo. El hecho de que se haya aplicado un solo análisis con los dos factores se debe a que si hubiese hecho dos análisis, el sumatorio de los errores residuales derivados de ellos sería mayor que los errores que nos surgen del análisis con dos factores.

Estas pruebas revelaron que las respuestas fueron significativamente diferentes entre los *spellers* de dos ítems: "Te ha parecido larga la sesión", ($\chi^2(2, N = 14) = 19.69, p = 0.001$), y "La utilización de la interfaz me genera cansancio", ($\chi^2(2, N = 14) = 9.50, p = 0.009$). Para el análisis por pares, que busca determinar entre qué interfaces existe una diferencia de medias, se aplicó tres pruebas de Wilcoxon's. Los resultados comparativos entre los tres *spellers* para el ítem "Te ha parecido larga la sesión" revelaron que la sesión con la interfaz *Spellermod* ($M = 3.86$) parece más larga que la realizada con el *SpellermodPred* ($M = 3.07$), ($Z = -2.209, p = .027$), y también más larga en comparación con la sesión en el *SpellerT9* ($M = 1.86$), ($Z = -3.208, p = .001$). Por último, los participantes relataron que la sesión con la interfaz *SpellermodPred* les parecía más larga que la sesión con la interfaz *SpellerT9*, ($Z = -2.846, p = .004$).

Las pruebas de Friedman también apuntaban a una cierta preferencia de los participantes, pues se encontraron diferencias en el ítem "La utilización de la interfaz me genera cansancio" en función del *speller* utilizado. La prueba de Wilcoxon's sugirió también que los participantes tendían a estar más de acuerdo en que la interfaz *Spellermod* ($M = 3.71$) generaba más cansancio que cuando utilizaron la interfaz *SpellermodPred* ($M = 3.29$), ($Z = -2.121, p = .034$), y también más cansancio que cuando utilizaron la interfaz *SpellerT9* ($M = 2.14$), ($Z = -2.703, p = 0.007$). Además, según los participantes, la interfaz *SpellerT9* producía menos cansancio que la interfaz *SpellermodPred*, ($Z = -2.430, p = .015$). Los bajos niveles de cansancio indicados por los participantes favoreciendo las interfaces *SpellerT9* y *SpellermodPred* pueden explicarse debido al hecho de que los predictores de palabras implementados acortan los tiempos de escritura. En

cuanto a los ítems restantes, los participantes en general consideran que los tres *spellers* presentan una atractiva interfaz, que consta de teclas con funciones claramente definidas, e informan haber sentido un buen grado de controlabilidad relatando, en general, no haber experimentado mucha frustración al escribir la frase.

9.6 Conclusión del tercer experimento

El objetivo de este estudio era evaluar las posibles diferencias y beneficios para los usuarios de las 3 distintas interfaces *spellers*, comprobando además si el nivel de atención de los usuarios tendría alguna relación con el rendimiento en unos y otros sistemas BCI-P300.

Los resultados han indicado un mayor beneficio (menos errores y menos tiempo) en el rendimiento de una interfaz *speller* enriquecida por el predictor, cuando el usuario tiene que realizar una tarea de escritura. Entre el *SpellermodPred* y el *SpellerT9*, es de destacar que la dimensión de la matriz *SpellerT9* favorece el tiempo de escritura y beneficia en gran parte la ejecución dentro de esta interfaz. También, de acuerdo con el cuestionario de usabilidad, sus características hacen que sea percibida por los usuarios como la que menos cansa y la que más motiva para su utilización.

Por otro lado, el *SpellermodPred* y el *Spellermod* que utilizaban un teclado virtual convencional, mostraron un tiempo similar para la selección de caracteres por los usuarios y fueron percibidos como similares en una evaluación subjetiva de usabilidad. Sin embargo, el añadido de predicción de

palabras en el sistema ha favorecido el *SpellermodPred*, por ser más rápido que el *Spellermod* en escribir palabras y, por supuesto, la frase entera. Así, puede concluirse que el formato de visualización de las interfaces, reduciendo el número de elementos, sí que afectó al rendimiento y mantiene el mismo número de errores que la matriz estándar con el predictor de palabras añadido. Por tanto, podemos concluir que en las diversas variables evaluadas, el sistema *SpellerT9* sería el tipo de interfaz preferible a utilizar con personas con grave discapacidad motora.

Los resultados sugieren que el desarrollo de interfaces más dinámicas, atractivas e interactivas, podría ser útil no sólo para personas con todas sus capacidades, sino también para aquellas que sólo puedan expresarse con la actividad de sus neuronas. Este tipo de interfaz puede ayudar a mantener el nivel de atención sostenida durante la interacción del usuario con el sistema BCI. Sin una interfaz dinámica, parece que serían necesarios mayores niveles de concentración para lograr el mismo nivel de rendimiento. Quizás la interfaz más favorecida por los resultados sea la *SpellerT9* por tener una matriz reducida con menos tiempo entre-estímulos, y sea la más indicada para personas con déficits de atención. La matriz *SpellermodPred* podría favorecer por su dinamismo e interactividad del predictor de palabras, por lo que podría en todo caso ser aconsejable a personas con bajos niveles de atención. El *Spellermod* no tiene características favorables para personas con bajos niveles de atención, y ha resultado la interfaz menos favorecida en los resultados.

Estos resultados también sostienen la hipótesis de que los usuarios de sistemas BCI basados en el P300 con niveles de concentración más bajos tienden a cometer más errores de selección de carácter al realizar una tarea de

ortografía. Este efecto fue significativo sólo cuando los participantes estaban utilizando el corrector ortográfico *Spellermod*, que según el cuestionario de usabilidad, ellos mismos consideran más aburrido y menos atractivo. Cuando utilizaban las interfaces más dinámicas, *SpellerModPred* y *SpellerT9*, las personas con niveles de concentración más bajos fueron capaces de mantener su atención lo suficiente como para interactuar eficazmente con el sistema BCI y esto produjo mejorías en el desempeño de la tarea.

De todas formas, para personas con más altos niveles de atención, las tres interfaces parecen ser indicadas para su utilización, pero teniendo en cuenta que estos sistemas BCI están destinados a personas con déficit, que tienen dificultades no sólo motoras sino también para mantener esa atención continua, podríamos pues decantarnos por el sistema *Speller T9*.

Así pues, este estudio apoya la importancia de los niveles de atención y concentración a la usabilidad BCI controlado por el potencial evocado P300. La mayoría de los expertos en este campo también han considerado el papel de la atención en el rendimiento en sistemas BCI (Hammer et al 2012; Mangun y Buck, 1998; Tan et al., 2009). En un estudio desarrollado por Sellers et al., (2011), se propuso que el entrenamiento que potencia los recursos de atención (en ese estudio utilizaban *mindfulness*) y disminuye la tendencia a distraerse, puede mejorar el rendimiento con sistemas BCI. Sus resultados sugieren que investigar si el entrenamiento atencional afecta el rendimiento del sistema BCI con sistemas que proporcionan salidas más rápidas podría ser un tema fundamental para seguir investigando en esta temática.

Capítulo 9

10 - CONCLUSIONES GENERALES

Esta tesis doctoral ha presentado tres experimentos basados en conocimientos fundamentales de la Psicología que pueden beneficiar el desarrollo de los sistemas BCI, tanto los controlados por imaginación motora como los que utilizan el potencial evocado (P300). Todos ellos se enmarcan en un proceso de investigación que lleva a cabo nuestro grupo desde hace varios años, por lo que además de inscribirse en un área interdisciplinar entre Psicología y Tecnología Informática, es el producto desarrollado tras otros estudios anteriores en esta misma temática del manejo del sistema BCI y la interacción hombre-máquina.

En el primero, hemos propuesto una técnica de aprendizaje basado en el "moldeamiento" (*shaping* creada por Skinner, 1979) para generar cambios en el *feedback* y lograr modular la actividad cognitiva necesaria para controlar un SMR-BCI. Hemos mostrado que la aplicación de un procedimiento de moldeamiento permite mejorar el aprendizaje, una mayor precisión y control del sistema BCI. Con este procedimiento ocurre una adquisición progresiva en su manejo, sobre todo de las respuestas que implican el estado de reposo o activación de una tarea de imaginación motora.

El procedimiento de moldeamiento empleado aquí comienza por la modulación de las tareas cognitivas de imaginación, sincronizando y des-sincronizando las redes neuronales responsables por las dos distintas tareas. Mediante la inclusión del *feedback* visual *online* del coche virtual adaptado a la respuesta aprendida progresivamente, el aprendizaje se facilita, hay menos errores y se logra una mayor precisión en el manejo de las dos respuestas neuronales diferentes. En cierto modo, el proceso está permitiendo el condicionamiento neuronal o de redes neuronales, de acuerdo con las contingencias diferenciales aplicadas a cada situación, con mayor o menor *feedback* en cada momento, adaptando los criterios de *feedback* a la ejecución anterior del individuo.

En el siguiente estudio, se evaluó el desempeño de los usuarios en el manejo de una silla de ruedas virtual controlada por SMR-BCI en un entorno virtual enriquecido de estímulos distractores. La evaluación del impacto de los estímulos se centra en la posibilidad de generar cambios involuntarios en la señal EEG del usuario, es decir, estudiar si la complejidad de los estímulos podría inducir errores de navegación. Nuestros resultados han mostrado que el rendimiento en el paseo virtual es similar con una estimulación sencilla que con una más compleja, móvil y distractora, con lo que podríamos suponer que los siguientes estudios sobre el sistema BCI podrían utilizar sin temor entornos virtuales más complejos (y más realistas), puesto que el rendimiento y control de los usuarios no se vería grandemente afectado. Este estudio desarrollado bajo una situación controlada en laboratorio puede apoyar la hipótesis de que el usuario no tendría grandes problemas en su rendimiento si realizase esta misma ejecución en un ambiente real. Estos resultados muestran que ante ciertos estímulos más complejos visualmente,

los usuarios no empeoran su control del sistema BCI, por lo que podría ser un indicio de que ante situaciones reales similares podrían seguir manteniendo ese control.

Estos dos estudios tienen por objetivo contribuir en la implementación de una silla de ruedas robótica controlada por la señal de EEG resultado de la imaginación motora, que es el objetivo final del grupo de investigación en que se insertan todos los estudios aquí desarrollados. En suma, se han conseguido avances en el conocimiento sobre el manejo del sistema BCI a partir de los procedimientos y manipulaciones experimentales que aporta la Psicología en su estudio del comportamiento de interacción entre hombre y máquina.

Por fin, para el último estudio se ha utilizado otro tipo de sistema BCI, concretamente uno basado en el potencial evocado (P300). Este estudio se centra en el rendimiento del usuario con programas *spellers* con distintas características (función y dimensión), teniendo en cuenta el nivel de concentración del usuario. Aquí hemos demostrado cómo se puede utilizar un software más sofisticado a nivel de funcionabilidad, pero más sencillo de utilizar, maximizando la usabilidad de la máquina, y permitiendo a una persona con dificultades motoras escribir mensajes con relativa autonomía y rapidez. El estudio se justifica debido a que los mayores beneficiarios de estos sistemas son los afectados por discapacidades motoras, como por ejemplo la esclerosis lateral amiotrófica (ELA) y otros trastornos motores en los que no sea posible utilizar otro resto de movimientos o comunicación, y la interacción directa con la actividad neuronal sea la única fuente de interacción con el mundo.

En conjunto, creemos que los resultados aquí mostrados contribuyen a futuros estudios en las áreas de aprendizaje de la actividad neuronal y el autoaprendizaje de la activación de las redes neuronales de forma voluntaria o “instrumental”, lo que representa nuevas posibilidades para la verificación de un comportamiento aprendido en el BCI, directamente por el cerebro.

Por otra parte, el beneficio de este método a los sistemas BCI implica un mejor control tanto para los nuevos usuarios como para aquellos que ya poseen un cierto nivel de control. Los procedimientos básicos de aprendizaje, pueden contribuir en gran medida a los estudios sobre los sistemas BCI, y pueden también mejorar de manera significativa la interacción del usuario-máquina en un sistema BCI. Estos procesos, estudiados desde la Psicología, son una fuente prometedora de nuevas investigaciones en el campo de la tecnología informática, pero también son críticos para que esta área pueda desarrollarse, ya que lo que manejamos en un sistema BCI es el comportamiento, la interacción entre una persona y una máquina.

Lo que hemos mostrado en estos estudios, forma parte de un proceso continuo de investigación, nuestro objetivo final no es sólo desarrollar una silla de ruedas controlada por el sistema BCI, sino también proporcionar a los usuarios potenciales de estos sistemas un aprendizaje más rápido y los medios adecuados para manejarlos. Como resumen, pues, defendemos una investigación más aplicada en el campo del BCI, utilizando entornos virtuales en laboratorio más parecidos a las situaciones habituales donde se vayan a manejar, y también una mayor investigación sobre la utilización del sistema BCI en entornos reales, con equipos portátiles, en situaciones cotidianas que muestren la utilidad real de los sistemas BCI en la vida diaria de las personas con graves discapacidades que los necesitan.

El tercer estudio ha mostrado la posibilidad de crear un sistema de comunicación más rápido y efectivo que los ahora existentes, lo que posibilitaría a personas con severas discapacidad una forma alternativa y eficaz de comunicación. Aunque hay multitud de estudios que prueban la funcionabilidad de las matrices *spellers*, todavía queda por mejorar estos sistemas para que sean la tecnología asistida de primera elección. La similitud del teclado ortográfico BCI-P300 con las características de los móviles actuales permitiría pensar en aplicaciones inmediatas en la comunicación diaria y familiar de una persona con este tipo de discapacidades. Estos sistemas se podrían adaptar fácilmente a dispositivos más asequibles como los móviles, de forma que permitan una comunicación funcional real a estas personas.

Consideramos, pues, que los presentes resultados son relevantes e innovadores debido a que proporcionan una demostración de la importancia de los factores humanos, específicamente el aprendizaje, la atención y la concentración, para el desempeño con sistemas BCI, y sugieren que los procedimientos de entrenamiento de base psicológica para tratar estos factores podrían mejorar la eficacia con la que las personas utilizan estos sistemas BCI y ampliar su aplicabilidad a los diferentes grupos de usuarios con graves discapacidades. Estos sistemas más interactivos podrían proporcionar más incentivos y motivación para los usuarios con baja tolerancia a la fatiga, a la frustración y al aburrimiento.

Sobre la base de estos resultados, se recomienda el desarrollo de interfaces más atractivas, dinámicas e interactivas; estas interfaces podrían mantener el sujeto motivado y proporcionar un rendimiento más adecuado. Beneficiaría a personas con bajos niveles de atención, reduciría el

Capítulo 10

agotamiento en su manejo, y los sentimientos negativos, tales como el aburrimiento o la frustración al no poder comunicarse o manejarse de forma más autónoma en su vida diaria, y facilitaría su adaptación con un aprendizaje con menos errores, más efectivo y satisfactorio, en cuanto se aplique a su vida cotidiana.

11 – LÍNEAS FUTURAS DE INVESTIGACIÓN

Aquí se ha logrado el propósito de acercar las áreas de la ciencia, psicología e ingeniería, además, los estudios de esta tesis han colaborado con el desarrollo de los sistemas BCI en el entrenamiento del usuario, en la adaptación de estos entrenamientos a entornos reales y en la estructura de futuras interfaces de navegación (más dinámicas). Ahora los siguientes pasos a seguir en esta línea de investigación serán aplicarlos en el control de una silla de ruedas real, permitiendo así la movilidad autónoma de los usuarios meramente usando el control de sus señales EEG.

Sin embargo, hay algunos puntos que pueden ser considerados para favorecer aún más la aportación de estos estudios. Se tiene conocimientos sobre la limitación de los participantes en los estudios realizados con sistemas BCI. Una de las razones se puede deberse a fallos en los registros o en la instrumentación usada para la adquisición. Ya sea por "ruido" externo en la señal EEG (interferencia en el amplificador) o por problemas de registro, se puede acabar rechazando a muchos participantes ya en situación experimental. El tiempo de prueba (sesiones largas y por varios días) y el

mínimo de control inicial exigido son otros factores que reducen mucho la muestra en estos experimentos. Por otro lado, existe también una dificultad en lograr que el participante siga en el experimento tras una primera sesión. El participante llega ilusionado para "mover cosas con la mente", pero la primera sesión, además de ensuciar el pelo, suele generar cansancio y aburrimiento. Teniendo en cuenta estas dificultades, aun así es necesaria la realización de estudios que amplíen la muestra para la obtención de estadísticos más robustos y resultados más fiables.

En términos de mejora del sistema, también se puede considerar algunas alternativas. La utilización de los nuevos electrodos activos que mejoran la calidad de la señal registrada es una necesidad a corto plazo. Mejorar el software de procesado de la señal, tanto en la extracción de características como en la clasificación, favorece a la obtención de una señal más limpia de la tarea cognitiva imaginada por el usuario. La aplicación de algoritmos para la detección y corrección online de artefactos mediante técnicas de EOG y EMG también favorece al registro de la señal EEG de mejor calidad. Las mejoras por parte de la ingeniería son imprescindibles para que la interacción pase a depender solamente de variables propias de la persona.

Otra de las posibles alternativas de mejora puede consistir en cambiar los protocolos de entrenamiento. Interfaces más dinámicas, motivadoras y que el usuario pueda recibir *feedback* desde la primera sesión. Esto sería posible a través de un clasificador online que se actualizara de ensayo a ensayo, es decir, un efecto de moldeamiento con actualización de "ayuda" aún más adaptada al participante. Eso permitiría la interacción desde el

primero contacto, lo que haría que el participante se motivara aún más en la tarea.

Por otro lado, surge la necesidad de realizar pruebas de usuario en situaciones fuera del contexto del laboratorio (aunque sean estudios controlados, es decir, sin exposición al peligro), para que el participante reciba estimulación natural de un ambiente real mientras interacciona con el sistema BCI. El efecto de las neuronas espejales es otro punto a ser considerado como estudios futuros. Siendo las tareas de imaginación motora una de las formas de activar comandos en estos sistemas, es posible que un usuario se encuentre con situaciones en que observe a otra persona ejecutando el movimiento real de la tarea de imaginación necesaria para activar su señal EEG. De este modo, una persona que fuese en la silla de ruedas robótica podría tener serios problemas en la calle por una activación involuntario causada por sus neuronas espejos.

A su vez, estudios previos indican la usabilidad de los teclados virtuales para personas afectadas por algún tipo de discapacidad neuromotora. Los estudios futuros deberían dirigirse hacia estos usuarios. El dinamismo de la funcionalidad de la interfaz *SpellerT9* contribuye a que el usuario delegue más atención a la tarea de escrita, siendo mayor la interacción, pero también la cantidad de estímulos. Estos usuarios deben acompañar ese ritmo sin que haya confusión y frustración. Se trata, en definitiva, de realizar estudios con los potenciales usuarios que van a beneficiarse de los sistemas BCI, personas que de verdad necesitan de este nuevo canal de comunicación y que las mejoras propuestas aquí, puedan colaborar con esa interacción

Capítulo 11

CONSENTIMIENTO INFORMADO

Don/Doña _____

Participo VOLUNTARIAMENTE en el proyecto de investigación BRAINS, para el cual me realizarán cuestionarios y me tomarán imágenes y registros psicofisiológicos (señales electroencefalográficas, tasa cardíaca, respuesta electrodermal, electro-oculografía y electromiografía) durante un determinado número de sesiones distribuidas en diferentes días. Soy libre de irme en cualquier momento de la experiencia sin ningún perjuicio. Todos los datos recogidos son confidenciales y doy mi autorización para que estos puedan ser usados para fines científicos.

Firmo para que conste:

En Málaga a__ de ____ de__

Cuestionario de *Usabilidad - Spellers*

Nombre: _____ Edad: _____
Teléfono de contacto: _____ Email: _____

Grado de deficiencia visual: () Sí () No

¿Ha Utilizado alguna de estas sustancias en las últimas 24 horas?

() Alcohol () Tabaco
() Café () Medicamentos

Suele a tener dificultad de Concentración: () Sí () No

Señale en una escala de 1 a 5 el grado de acuerdo con el modo en cada pregunta.

1) ¿La utilización de la interfaz resulta atractiva?

Nada 1 2 3 4 5 Mucho

2) ¿Ha tenido dificultad en mantener la atención para elegir un caracteres?

Nada 1 2 3 4 5 Mucho

3) ¿Te ha parecido larga la sesión?

Nada 1 2 3 4 5 Mucho

4) ¿Te ha parecido clara la función de cada tecla?

Nada 1 2 3 4 5 Mucho

5) La utilización de la interfaz me resulta confusa?

Nada 1 2 3 4 5 Mucho

6) La utilización de la interfaz me genera cansancio?

Nada 1 2 3 4 5 Mucho

7) ¿Has tenido motivación al utilizar la interfaz?

Nada 1 2 3 4 5 Mucho

8) ¿Has sentido frustración en algún momento al utilizar la interfaz?

Nada 1 2 3 4 5 Mucho

9) ¿Has tenido sensación de controlabilidad al utilizar la interfaz?

Nada 1 2 3 4 5 Mucho

10) ¿Cómo ha sido el grado de dificultad al escribir?

Nada 1 2 3 4 5 Mucho

12 - REFERENCIAS

- Andreassi, J. L. (2006). *Psychophysiology: Human behavior and physiological response*. Lawrence Erlbaum Associates.
- Ardila, R. (1999). *The Experimental Analysis of Behavior: Basic concepts and perspectives*. Bogotá: Foundation for the Advancement of Psychology.
- Colotla, V.A.(1998). Nuevos desarrollos en la farmacología del comportamiento. En R. Ardila, W. López, A.M. Pérez, R. Quiñones, y F.D. Reyes (comps). *Manual de Análisis Experimental del Comportamiento*. Madrid: Biblioteca Nueva. (pp. 421-446).
- Barbero-Jimenez, A. & Grosse-Wentrup, M. (2010). Biased feedback in brain-computer interfaces. *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation* 7, 1–4.
- Bernstein, D.A. (2010). *Essentials of Psychology*. Cengage Learning. pp. 123–124.
- Bianchi, L., Sami, S., Hillebrand, A., Fawcett, I.P., Quitadamo, L.R. & Seri, S. (2010). Which physiological components are more suitable for visual ERP based brain-computer interface? A preliminary MEG/EEG study. *Brain Topography*, 23, 180-185.

- Birbaumer, N. (1984). Operant control of slow brain potentials: a tool in the investigation of the potential's meaning and its relation to attentional dysfunction. In T. Elbert, B. Rockstroh., W. Lutzenberger, & N. Birbaumer (eds). *Self-regulation of the brain and behaviour*. Berlin: Springer-Verlag. (pp. 227-239).
- Birbaumer, N. (2006). Breaking the silence: brain-computer interfaces (BCI) for communication and motor control. *Psychophysiology*, 46(6), 517-532.
- Birbaumer, N., Ghanayim, N., Hinterberger, T., Iversen, I., Kotchoubey, B., Kübler, A., et al. (1999). A spelling device for the paralysed. *Nature*, 398, 297–298.
- Birbaumer, N., Kübler, A., Ghanayim, N., Hinterberger, T., Perelmouter, J., Kaiser, J., et al. (2000). The thought translation device (TTD) for completely paralyzed patients. *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, 8(2), 190-193.
- Birbaumer, N., Lang, P. J., Cook, E., Elbert, T., Lutzenberger, W. & Rockstroh, B. (1998). Slow brain potentials, imagery and hemispheric differences, *International Journal of Neuroscience*, 39, 101-116.
- Blankertz, B., Dornhege, G., Krauledat, M., Müller, K.R., Kunzmann, V., Losch, F., et al. (2006). The Berlin brain-computer interface: EEG-based communication without subject training. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 14, 147–152.
- Black, A.H. (1971). The direct control of neural processes by reward and punishment. *Ammons Scientific*,. 59, 236–245

- Blakemore, S.J. & Frith, U. (2005). *The learning brain*. London: Bleckwell Publishing Ltd.
- Blomberg, O. (2011). "Concepts of cognition for cognitive engineering". *International Journal of Aviation Psychology*, 21 (1), 85- 104.
- Bonem, M., & Crossman, E. K. (1988). Elucidating the effects of reinforcement magnitude. *Psychological Bulletin*, 104, 348-362.
- Bornas, X., Rodrigo, T., Barceló, F., & Toledo, M. (2002). Las nuevas tecnologías en la terapia cognitivo-conductual: una revisión. *Revista Internacional de Psicología Clínica y de la Salud*, 2, 533-541.
- Botella, C. García-Palacios, A., Baños, R., y Quero, S. (2007). Realidad Virtual y Tratamientos Psicológicos. *Cuadernos de Medicina Psicosomática y Psiquiatría de Enlace*, 81, 35-46.
- Botella, C., Quero, S., Serrano, B., Baños, R., y García, A., (2009). Avances en los tratamientos psicológicos: la utilización de las nuevas tecnologías de la información y la comunicación. *Anuario de Psicología*, 40(2), 155-170.
- Brickenkamp, R. (2002). Test d2 Aufmerksamkeits-Belastungs-Test [d2 Test of Attention]. Göttingen, Hogrefe. Versión española *Test de Atención d2*, Madrid: TEA Ediciones.
- Bryan, M.J., Martin, S.A., Cheung, W., & Rao, R.P. (2013). Probabilistic co-adaptive brain-computer interfacing. *Journal of Neural Engineering*, 10(6):066008.
- Carabalona, R., Grossi, F., Tessadri, A., Castiglioni, P., Caracciolo, A. & de Munari, I. (2013). Light on! Real world evaluation of a P300-based brain-computer interface (BCI) for environment control in a smart home. *Ergonomics*, 55(5), 552-563. doi: 10.1080/00140139.2012.661083.

- Chaminade, T., Meltzoff, A.N. & Decety, J. (2005). An fMRI study of imitation: action representation and body schema. *Neuropsychologia*, 43(1), 115-27.
- Cincotti, F., Mattia, D., Aloise, F., Bufalari, S., Schalk, G., Oriolo, G., Cherubini, A., Marciani, M.G. & Babiloni, F. (2008). Non-invasive brain-computer interface system: towards its application as assistive technology. *Brain Research Bulletin.*, 15;75(6), 796–803.
- da Silva-Sauer, L., Valero-Aguayo, L., & Ron-Angevin, R. (2010). *Curva de diferença entre mão-reposo como indicadora de ERD/ERS em Brain Computer Interface (BCI)*", Poster for 6ª Congresso Brasileiro de Cérebro, Comportamento e Emoções, Gramado, Brazil.
- da Silva-Sauer, L., Valero-Aguayo, L., Velasco-Álvarez, F. & Ron-Angevin R. (2011a). *Shaping Procedure Applied to the Control of a Brain Computer Interface (BCI)*. Proceedings of the Sixth International Conference of the Association for Behavior Analysis International (ABAI), Granada, Spain.
- da Silva-Sauer, L., Valero-Aguayo, L., Velasco-Álvarez, F. & Ron-Angevin, R. (2011b). Variables psicológicas en el control de interfaces cerebro-computadora [Psychological variables in the control of brain-computer interfaces]. *Psicothema*, 23(4), 745-751.
- da Silva-Sauer, L., Valero-Aguayo, L., Velasco-Álvarez, F. & Ron-Angevin, R. (2014). *Use of a psychological learning technique to improve brain-computer interface (BCI) control*. Poster for 9th FENS FORUM of Neuroscience, Milan, Italy, Julio 2014.
- da Silva-Sauer, L., Valero-Aguayo, L., Velasco-Álvarez, F., Ron-Angevin, R. & Sancha-Ros, S. (2013). Brain-computer interface: Proposal of a

- shaping-based training, *Brazilian Journal of Biomedical Engineering*, 29(2), 123-132.
- Decety, J. & Grèzes, J. (2006). The power of simulation: imagining one's own and other's behavior. ,1079(1), 4-14.
- Decety, J. & Ingvar, D.H., (1990). Brain structures participating in mental simulation of motor behavior: a neuropsychological interpretation. *Acta Psychologica*, 73, 13-34.
- Delci, E. L., Koestner, R., & Ryan, R. M. (1999). A meta-analytic review of experiments examining the effects of extrinsic rewards on intrinsic motivation, *Psychological bulletin*, 125 (6), 627-668.
- Domjan, M. (1998). *Principios de aprendizaje y conducta*. Madrid: Thomson.
- Donchin, E., Spencer, K.M. & Wijesinghe, R. (2000). The mental prosthesis: Assessing the speed of a P300-based brain- computer interface. *IEEE T Rehabil Eng*, 8, 174-179.
- Drubach, D., Benarroch, E.E., & Mateen, F.J. (2007). Imaginación: definición, utilidad y neurobiología. *Revista de Neurología*, 45(6), 353-358.
- Dunlop, M. & Crossan, A. (2000). Predictive text entry methods for mobile phones. *Pers Ubiquit Comput*, 4, 134-143.
- Eckardt, B. V. (1996). *What is cognitive science?*. Massachusetts: MIT Press. ISBN9780262720236.
- Egloff, B., & Hock, M. (2001). Interactive effects of state anxiety and trait anxiety on emotional Stroop interference. *Personality and Individual Differences*, 31, 875–882.

- Escolano, C., Navarro-Gil, M., Garcia-Campayo, J., Congedo, M., De Ridder, D. & Minguez, J. (2014). A controlled study on the cognitive effect of alpha neurofeedback training in patients with major depressive disorder. *Frontiers in Behavioral Neuroscience.*, 2(8), 296.
- Eskandari, P., & Erfanian, A. (2008). *Improving the Performance of Brain-Computer Interface through Meditation Practicing*. In 30th Annual International IEEE EMBS Conference Vancouver, (pp. 20-24). Vancouver, Canada: British Columbia.
- Farwell, L.A. & Donchin, E. (1988). Talking off the top of your head: Toward a mental prosthesis prótesis utilizing event-related brain potentials. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 70, 510-523.
- Fehmi, L. G., & Collura, T. (2007). Effects of electrode placement upon EEG biofeedback training: The monopolarbipolar controversy. *Journal of Neurotherapy*, 11(2), 45-63.
- Fetz, E.E. (2007). Volitional control of neural activity: implications for brain-computer interfaces. *The Journal of Physiology*, 579 (3), 571-579.
- Flaherty, C.E. (1982). Incentive contrast: A review of behavioral changes following shifts in reward. *Animal Learning and Behavior*, 10, 409-440.
- Foldes, S.T. & Taylor, D.M. (2013). Speaking and cognitive distractions during EEG-based brain control of a virtual neuroprosthesis-arm.. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 10,116.
- Friedrich, E.V., Scherer, R., Sonnleitner, K. & Neuper, C. (2011). Impact of auditory distraction on user performance in a brain-computer interface driven by different mental tasks. *Clinical Neurophysiologica.*, 122(10), 2003-9.

- Gao, X., Xu, D., Cheng, M. & Gao, S. (2003). A BCI-based environmental controller for the motion-disabled. *IEEE Transactions on Neural System and Rehabilitation Engineering*, 11(2), 137–40.
- Gavett, S., Wygant, Z., Amiri, S. & Fazel-Rezai, R. (2012). *Reducing human error in P300 speller paradigm for brain–computer interface*. Conference Proceedings of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society 2012, 2869-72.
- Grosse-Wenrup, M. & Scholkopf, B. (2014). A brain-computer interface based on self-regulation of gamma-oscillations in the superior parietal cortex. *Journal of Neural Engineering*, 11, 5.
- Guger, C., Edlinger, G., Harkam, W., Niedermayer, I. & Pfurtscheller, G. (2003). How many people are able to operate an EEG-based brain–computer interface (BCI). *IEEE Transactions on Neural System and Rehabilitation Engineering*, 11, 145–147.
- Guger, C., Schlögl, A., Neuper, C., Walterspacher, D., Strein, T. & Pfurtscheller, G., (2001). Rapid prototyping of an EEG-based brain–computer interface (BCI). *IEEE Transactions on Neural System and Rehabilitation Engineering*, 9, 49–58.
- Gutiérrez, J. (2002). Aplicaciones de la realidad virtual en psicología clínica. *Aula Médica Psiquiatría*, 4 (2), 96-126.
- Hammer, E.M., Halder, S., Blankertz, B., Sannelli, C., Dickhaus, T., Kleih, S., Müller, K.R. & Kübler, A. (2012). Psychological predictors of SMR-BCI performance. *Biological Psychology*, 89, 80-86.
- Hassan, A., Ali, A. F., & Eladawy, M. I. (2008). *Classification of the Imagination of the Left and Right Hand Movements using EEG*. In Biomedical Engineering Conference, CIBEC 2008. Cairo International.

- Jackson, P.L. & Decety, J. (2004). Motor cognition: a new paradigm to study self-other interactions. *Current Opinion in Neurobiology* 14(2), 259-63.
- Jasper, H.H. (1958). The ten-twenty electrode system of the international federation. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 10, 371-375.
- Kazdin, A.E. (1989). Modificación de conducta y sus aplicaciones prácticas. Mexico: El Manual Moderno.
- Kececi, H., Degirmenci, Y. & Atakay, S. (2006). Habituation and dishabituation of P300. *Cognitive and Behavioral Neurology*, 19, 130-134.
- Keirn, Z.A., & Aunon, J.I.(1990). A new mode of communication between man and his surroundings. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 37(12), 1209-1214.
- Kennedy P. R., Bakay, R.A., Moore, M.M., Adams, K. & Goldthwaite, J. (2000). Direct control of a computer from the human central nervous System. *IEEE Transactions on Neural System and Rehabilitation Engineering.*, 8.
- Kjaer, T.W. & Sørensen, H.B. (2013). A brain-computer interface to support functional recovery. *Frontiers of Neurology and Neuroscience*, 32, 95-100
- Kleih, S.C., Kaufmann, T., Hammer, E., Pisotta, I., Pichiorri, F., Riccio, A., Mattia, D. & Kübler, A. (2013). *Motivation and SMR-BCI: Fear of failure affects BCI performance*. In Proceedings of the Fifth International BCI Meeting 9-11. Graz: Graz University of Technology Publishing House.

- Kleih, S.C., Nijboer, F., Halder, S. & Kübler, A. (2010). Motivation modulates the P300 amplitude during brain–computer interface use. *Clinical Neurophysiology*, 121, 1023-1031.
- Krusienski, D.J., Sellers, E.W., Cabestaing, F., Bayoudh, S., McFarland, D.J., Vaughan, T.M. & Wolpaw, J.R. (2006). A comparison of classification techniques for the P300 Speller. *Journal of Neural Engineering*, 3, 299-305.
- Krusienski, D.J., Sellers, E.W., McFarland, D.J., Vaughan, T.M. & Wolpaw, J.R. (2008). Toward enhanced P300 speller performance. *Journal of Neuroscience Methods*, 167, 15-21.
- Krusienski, D.J. & Shih, J.J. (2011). Control of a visual keyboard using an electrocorticographic brain-computer interface. *Neurorehabilitation and Neural Repair*, 25(4), 323-331. doi: 10.1177/1545968310382425.
- Kübler, A., Furdea, A., Halder, S., Hammer, E.M., Nijboer, F. & Kotchoubey, B. (2009). A brain–computer interface controlled auditory event-related potential (P300) spelling system for locked-in patients. *Annals of the New York Academy of Sciences*, 1157, 90-100.
- Kübler, A. & Müller, K. R. (2007). An introduction to brain-computer interfacing. In G. Dornhege, J. d. R. Millán, T. Hinterberger, D. J. McFarland & K. R. Müller (Eds.), *Toward brain-computer interfacing* (pp. 1-25). Cambridge: MIT Press.
- Kübler, A., Neumann, N., Kaiser, J., Kotchoubey, B., Hinterberger, T. & Birbaumer, N. (2001). Brain–computer communication: self-regulation of slow cortical potentials for verbal communication. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 82, 1533–1539.

- Labrador, F.J., & Vallejo, M.A. (1993). *Técnicas de biofeedback*. En F.J. Labrador, J.A. Cruzado, y M. Muñoz (eds). *Manual de Modificación y Terapia de Conducta*. Madrid: Pirámide (pp.627-655).
- Lakey, C.E., Berry, D.R. & Sellers, E.W. (2011). Manipulating attention via mindfulness induction improves P300-based brain–computer interface performance. *Journal of Neural Engineering*, 8, 1-7.
- Leamy, D.J., Kocijan, J., Domijan, K., Duffin, J., Roche, R.A., Commins, S., Collins, R. & Ward, T.E. (2014). An exploration of EEG features during recovery following stroke - implications for BCI-mediated neurorehabilitation therapy. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 28;11(1), 9.
- Lebedev, M. A. & Nicolelis, M. A. (2006). Brain-machine interfaces: past, present and future. *Trends in Neuroscience*, 29(9), 536–546.
- Leeb, R., Keinrath, C., Friedman, D., Guger, C., Scherer, R., Neuper, C., et al. (2006). Walking by thinking: the brainwaves are crucial, not the muscles! *Presence*, 15, 500–551.
- Leeb, R., Lee, F., Keinrath, C., et al. (2007) Brain-Computer Communication: Motivation, Aim, and Impact of Exploring a Virtual Apartment. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 15, 473–482.
- Leslie, J.C. (1996). *Principles of behavioral analysis*. Amsterdam: Harwood Academic.
- Lotte, F., Larrue, F. & Mühl, C. (2013). Flaws in current human training protocols for spontaneous Brain-Computer Interfaces: lessons learned from instructional design. *Frontiers in Human Neuroscience*, 7, 568. doi: 10.3389/fnhum.2013.00568

- Lu, J., Speier, W., Hu, X. & Pouratian, N. (2013). The effects of stimulus timing features on P300 speller performance. *Clinical Neurophysiology*, 124(2), 306-314.
- Mak, J.N., McFarland, D.J., Vaughan, T.M., McCane, L.M., Tsui, P.Z., Debra, J.Z., Sellers, E.W. & Wolpaw, J. R. (2012). EEG correlates of P300-based brain-computer interface (BCI) performance in people with amyotrophic lateral sclerosis *Journal of Neural Engineering* , 9, 026014.
- Malott, R.W., Malott, M.E., & Trojan, E.A. (2005). *Principios elementales del comportamiento*. Mexico: Prentice Hall.
- Mangun, G.R. & Buck, L.A. (1998). Sustained visuospatial attention produces costs and benefits in response time and evoked neural activity. *Neuropsychologia*, 36, 189-200.
- Martens, S.M., Hill, N.J., Farquhar, J. & Scholkopf, B. (2009). Overlap and refractory effects in a brain-computer interface speller based on the visual P300 event-related potential. *Journal of Neural Engineering*, 6, 1-9.
- Martin, G. & Pear, J. (1998). *Modificación de conducta: qué es y cómo aplicarla*. Madrid: Prentice Hall.
- McCane, L.M., Sellers, E.W., McFarland, D.J., Mak, J.N., Carmack, C.S., Zeitlin D., Wolpaw J.R. & Vaughan T.M. (2014). Brain-computer interface (BCI) evaluation in people with amyotrophic lateral sclerosis. *Amyotrophic Lateral Sclerosis and Frontotemporal Degeneration*. In press.
- McFarland, D., McCane, L. & Wolpaw, J. (1998). EEG-based communication and control: short-term role of feedback. *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, 6, 7-11.

- McFarland, D.J., Sarnacki, W.A., Townsend, G., Vaughan, T. & Wolpaw, J.R. (2011). The P300-based braincomputer interface (BCI): Effects of stimulus rate. *Clinical Neurophysiology*, 122(4), 731-737.
- Millán, J.R., Mourino, J., Franzé, M., Cincotti, F., Varsta, M., Heikkonen, J., et al. (2002). A local neural classifier for the recognition of EEG patterns associated to mental tasks. *IEEE Transactions on Neural Networks*, 13, 678–686.
- Millán, J.R., Renkens, F. & Mouriño, J. (2004). Noninvasive Brain-Actuated Control of a Mobile Robot by Human EEG. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 51 (6), 1026 – 1033.
- Miltenberger, R.G. (2013). *Modificación de conducta: principios y procedimientos*. Madrid: Pirámide.
- Muller, K.R., Tangermann, M., Dornhege, G., Krauledat, M., Curio, G. & Blankertz, B. (2008). Machine learning for real-time single-trial EEG-analysis: From brain–computer interfacing to mental state monitoring. *Journal of Neuroscience Methods* 167, 82 – 90.
- Murata, A., Uetake, A. & Takasawa, Y. (2005). Evaluation of mental fatigue using feature parameter extracted from event-related potential. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 35(8), 761-770.
- Neumann, N. & Kubler, A. (2003). Training locked-in patients: A challenge for the use of brain-computer-interfaces. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 11, 169-172.
- Neuper, C. & Pfurtscheller, G. (2010). “Neurofeedback training for BCI control,” In B. Graimman, G. Pfurtscheller, & B. Allison (eds) *Brain-Computer Interfaces*. London: Springer, (pp. 65–78).

- Neuper, C., Scherer, R., Reiner, M., & Pfurtscheller, G. (2005). Imagery of motor actions: Differential effects of kinesthetic and visual-motor mode of imagery in single-trial EEG. *Cognitive Brain Research*, 25(3), 668-677.
- Neuper, C., Scherer, R., Wriessnegger, S., & Pfurtscheller, G. (2009). Motor imagery and action observation: Modulation of sensorimotor brain rhythms during mental control of a brain-computer interface. *Clinical Neurophysiology*, 120(2), 239-247.
- Neuper, C., Wörtz, M., & Pfurtscheller, G. (2006). ERD/ERS patterns reflecting sensorimotor activation and deactivation. *Progress in Brain Research*, 159, 211-222.
- Nijboer, F., Birbaumer, N. & Kübler, A. (2010). The influence of psychological state and motivation on brain–computer interface performance in patients with amyotrophic lateral sclerosis – A longitudinal study. *Frontiers in Neuroscience* ,4, 1-7.
- Nowlis, D.P. & Kamiya, J. (1970). The control of electroencephalographic alpha rhythms through auditory feedback and the associated mental activity. *Psychophysiology*, 6, 476–484
- Pérez, V.P., Gutierrez, M.T., García, A., & Gómez, J. (2010). *Procesos psicológicos básicos: Un análisis funcional*. Madrid: UNED.
- Peterson, G.B. (2004). A day of great illumination: B.F. Skinner's discovery of shaping. *Journal of the Experimental Analysis of Behavior*, 82, 317–28.
- Pfurtscheller, G. & Lopes da Silva, F.H. (1999). *Handbook of Electroencephalography and Clinical Neurophysiology: Event-Related Desynchronization* (Volume 6). Amsterdam: Elsevier.

- Pfurtscheller, G., Guger, C., Muller, G., Krausz, G. & Neuper, C. (2000). Brain oscillations control hand orthosis in a tetraplegic. *Neuroscience Letters*, 292 (3),211–4.
- Pires, G., Torres, M., Casaleiro, N., Nunes, U. & Castelo-Branco, M. (2011). *Playing Tetris with non-invasive BCI*. In Proceedings of the 2013 IEEE 2nd International Conference on Serious Games and Applications for Health (SeGAH), Braga, Portugal, 1–6.
- Plotkin, W.B. (1976). On the self-regulation of the occipital alpha rhythm: control strategies, states of consciousness, and the role of physiological feedback. *Journal of Experimental Psychology. General*, 105, 66–99.
- Polich, J. & Kok, A. (1995). Cognitive and biological determinants of P300: An integrative review. *Biological psychology*, 41, 103-146. doi:10.1016/0301-0511(95)05130-9.
- Quero, S., Botella, C., Guillen ,V., Moles, M., Nebot, S., Garcia, A., y Baños, R. (2012). La realidad virtual para el tratamiento de los trastornos emocionales: una revisen. *Anuario de Psicología Clínica y de la Salud*, 8, 7-21.
- Reed, P. (1991). Multiple determinants of the effects of reinforcement magnitude on free-operant response rates. *Journal of the Experimental Analysis of Behavior*, 55,109-12
- Reuderink, B, Nijholt, A. & Poel, M. (2009). Affective Pacman: A frustrating game for brain–computer interface experiments. Intelligent technologies for interactive entertainment. *Lecture Notes of the Institute for Computer Sciences, Social Informatics and Telecommunications Engineering*, 9, 221-227. doi.org/10.1007/978-3-642-02315-6_23.

- Rockstroh, B., Birbaumer, N., Elbert, T. & Lutzenberger, W. (1984). Operant control of EEG and event-related and slow brain potentials. *Biofeedback Self-Regulation*, 9, 139-160
- Ron-Angevin, R. & Díaz-Estrella, A. (2009a). Brain-Computer interface: Changes in performance using virtual reality techniques. *Neuroscience Letters*, 449, 123–127. doi.org/10.1016/j.neulet.2008.10.099.
- Ron-Angevin, R. & Díaz-Estrella, A. (2008). Evaluación de un protocolo de entrenamiento en una interfaz cerebro-computadora: propuesta de tareas mentales [Training protocol evaluation of a brain-computer interface: mental tasks proposal]. *Revista de Neurología*, 47 (4), 197–203.
- Ron-Angevin, R., Díaz-Estrella, A. & Velasco-Álvarez, F. (2009b). A two-class brain computer interface to freely navigate through virtual worlds. *Biomedizinische Technik*, 54(3), 126-133.
- Ron-Angevin, R., Varona-Moya, S., da Silva-Sauer, L. & Carrión-Robles, T. (2014). *A Brain Computer Interface Speller with a Reduced Matrix: A Case study in a Patient with Amyotrophic Lateral Sclerosis*, Proceedings of the Sixth International Conference on Advanced Cognitive Technologies and Applications, COGNITIVE 2014, 256-261.
- Ron-Angevin, R., Velasco-Álvarez, F., Sancha-Ros, S. & da Silva-Sauer, L. (2011). *A two-class self-paced BCI to control a robot in four directions*, Proceedings of the IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics, 1-6.
- Schacter, D. L., Gilbert, D.T. & Wegner, D.M. (2009/2011). *Psychology* (2nd edition). London: Worth Publishers.

- Schalk, G., McFarland, D.J., Hinterberger, T., Birbaumer, N. & Wolpaw, J.R. (2004). BCI2000: A general-purpose brain–computer interface (BCI) system. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 51, 1034-1043.
- Sellers, E.W. & Donchin, E. (2006). A P300-based brain–computer interface: Initial tests by ALS patients. *Clinical Neurophysiology*, 117, 538-548.
- Sellers, E.W., Krusienski, D.J., McFarland, D.J., Vaughan, T.M. & Wolpaw, J.R. (2006). A P300 event-related potential brain–computer interface (BCI): The effects of matrix size and inter stimulus interval on performance. *Biological Psychology*, 73, 242-252.
- Sellers, E.W., Vaughan, T.M. & Wolpaw, J.R. (2010). A brain–computer interface for long-term independent home use. *Amyotrophic lateral sclerosis*, 11, 449-455.
- Serby, H., Yom-Tov, E. & Inbar, G.F. (2005). An improved P300-based brain–computer interface. *IEEE T Rehabil Eng* 13, 89-98.
- Skinner, B.F. (1938/1975). *The behavior of organism*. New York: Appleton-Century. Traducción española Barcelona: Fontanella.
- Skinner, B.F. (1953/1977). *Science and human behavior*. England: Macmillan. Traducción española Barcelona: Fontanella.
- Silvoni, S., Volpato, C., Cavinato, M., Marchetti, M., Priftis, K., Merico, A. & Piccione, F. (2009). P300-based brain–computer interface communication: Evaluation and follow-up in amyotrophic lateral sclerosis. *Frontiers in Neuroscience*, 3, 1-12.
- Smallwood, J. & Schooler, J.W. (2006). The restless mind. *Psychological Bulletin*, 132, 946-958.

- Sterman, M.B. et al. (1974). Biofeedback training of the sensorimotor electroencephalogram rhythm in man: effects on epilepsy. *Epilepsia*, 15, 395–416.
- Strong, M. J., Grace, G. M., Orange, J.B., Leeper, H.A., Menon, R. S., & Aere, C. (1999). A prospective study of cognitive impairment in ALS. *Neurology*, 53, 1665-1670.
- Tanaka, K., Matsunaga, K., Wang, H.O. (2005). Electroencephalogram-Based Control of an Electric Wheelchair.Robotics, *IEEE Transactions on Robotics*, .21(4), 762–766.
- Tangermann,, M., Krauledat, M., Grzeska, K., Sagebaum, M., Blankertz, B., Vidaurre, C. & Müller, K.-R.. (2009). *Playing Pinball with Non-Invasive BCI. In Advances in Neural Information Processing Systems*. Cambridge, MA: MIT Press, 21, 1641–1648.
- Townsend, G., LaPallo, B.K., Boulay, C.B., Krusienski, D.J., Frye, G.E., Hauser, C.K. & Sellers, E.W. (2010). A novel P300-based brain–computer interface stimulus presentation paradigm: Moving beyond rows and columns. *Clinical Neurophysiology*, 121, 1109-1120.
- Valero-Aguayo, L., da Silva-Sauer, L., Velasco-Álvarez, F. & Ron-Angevin, R. (2009). *La influencia de la ansiedad e imaginación en una interfaz cerebro-ordenador "BCI"*, Poster for the II Jornadas "Emoción y Bienestar", XVI Reunión Anual de la SEAS, Madrid, Spain.
- Velasco-Álvarez, F., Ron-Angevin, R., da Silva-Sauer, L. & Sancha-Ros, S. (2013). Audio-cued motor imagery-based brain-computer interface: Navigation through virtual and real environments. *Neurocomputing*, 21, 89–98.

- Velasco-Álvarez, F., Ron-Angevin, R., da Silva-Sauer, L., Sancha-Ros, S. & Blanca-Mena, M.J. (2011). *Audio-Cued SMR Brain-Computer Interface to Drive a Virtual Wheelchair, Lecture Notes*. In Computer Science, Springer-Verlag, 6691, 337-344.
- Van de Laar, B., Gurkok, H., Plass-Oude, D., Poel, M. & Nijholt, A. (2013). Experiencing BCI Control in a Popular Computer Game. *IEEE Transactions on Computational Intelligence and AI in Games*, 5, 176–184.
- Vernon, D., Egner, T., Cooper, N., Compton, T., Neilands, C., Sheri, A. & Gruzelier, J. (2003). The effect of training distinct neurofeedback protocols on aspects of cognitive performance. *International Journal of Psychophysiology* 47: 75-85.
- Vidal J. J., (1973) Toward direct brain–computer communication *Annual Review of Biophysic*, 2 157–80.
- Vila, J. (2009). *Una introducción a la psicofisiología clínica*. Madrid: Pirámide.
- Vlachou, S., & Markou, A. (2011). Intracranial self-stimulation. En M.C. Olmstead (ed.) *Animal Models of Drug Addiccion*. Londres: Springer Science (pp. 3-56).
- Voss, U., Holzmann, R., Hobson, A., Paulus, W., Koppehele-Gossel, J., Klimke, A. & Nitsche, M.A. (2014). Induction of self-awareness in dreams through frontal low current stimulation of gamma activity. *Nature Neuroscience.*, 17(6),810-2.
- Wang, C., Guan, C. & Zhang, H. (2005). *P300 brain–computer interface design for communication and control applications*. 27th Annual

- International Conference of the Engineering in Medicine and Biology Society 7: 5400-5403. doi:10.1109/IEMBS.2005.1615703.
- Wickens, C.D., Kramer, A.F. & Donchin, E. (1984). The event-related potential as an index of the processing demands of a complex target acquisition task. *Annals of the New York Academy of Sciences*, 425, 295-299.
- Wickens, C.D., Kramer, A.F., Vanasse, L. & Donchin, E. (1983). Performance of concurrent tasks: a psychophysiological analysis of the reciprocity of information-processing resources. *Science*, 221, 1080-1082. doi:10.1126/science.6879207.
- Wolpaw, J.R., Birbaumer, N., McFarland, D.J., Pfurtscheller, G. & Vaughan, T.M. (2002). Brain-computer interfaces for communication and control. *Clinical Neurophysiology*, 113, 767-791. doi:10.1016/S1388-2457(02)00057-3
- Wolpaw, J.R., McFarland, D.J., Neat, G.W. & Forneris, C.A. (1991). An EEG-based brain-computer interface for cursor control. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 78, 252-259.
- Wolpaw, J.R., McFarland D.J. y Vaughan, T.M. (2000). Brain-Computer interface research at the Wadsworth Center. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 8, 222-5.
- Woodman, G.F.,(2010). A brief introduction to the use of event-related potentials in studies of perception and attention. *Attention, Perception, & Psychophysics*.72, 2031-2046.
- Wyrica, W. & Serman, M. (1968). Instrumental conditioning of sensorimotor cortex EEG spindles in the waking cat. *Physiology & Behavior*, 3, 703-707

