

UNIVERSIDAD DE GRANADA



**INTERFAZ BCI DE ALTAS
PRESTACIONES BASADA EN LA
DETECCION Y PROCESAMIENTO
DE LA ACTIVIDAD CEREBRAL
(BCI-DEPRACAP)**

TESIS DOCTORAL

Miguel Ángel López Gordo

Granada, 2009

Departamento de Arquitectura y Tecnología de Computadores

Editor: Editorial de la Universidad de Granada
Autor: Miguel Ángel López Gordo
D.L.: GR. 2022-2009
ISBN: 978-84-692-2255-3

D. Alberto Prieto Espinosa y D. Francisco Pelayo Valle,
ambos Catedráticos del Departamento de Arquitectura y
Tecnología de Computadores de la Universidad de Granada

CERTIFICAN

Que la memoria titulada "INTERFAZ BCI DE ALTAS PRESTACIONES BASADA EN LA DETECCION Y PROCESAMIENTO DE LA ACTIVIDAD CEREBRAL (BCI-DEPRACAP)" ha sido realizada por **D. Miguel Ángel López Gordo** bajo nuestra dirección en el Departamento de Arquitectura y Tecnología de Computadores de la Universidad de Granada para optar al grado de Doctor en Ingeniería de Telecomunicación.

Granada, a 24 de Febrero de 2009

Fdo. Alberto Prieto Espinosa
Director de la Tesis

Fdo. Francisco Pelayo Valle
Director de la Tesis

UNIVERSIDAD DE GRANADA



**INTERFAZ BCI DE ALTAS
PRESTACIONES BASADA EN LA
DETECCION Y PROCESAMIENTO
DE LA ACTIVIDAD CEREBRAL
(BCI-DEPRACAP)**

TESIS DOCTORAL

Miguel Ángel López Gordo

Granada, 2009

Departamento de Arquitectura y Tecnología de Computadores

...con orgullo y cariño a quien día a día lo da todo
por lo que ella y yo amamos.

Agradecimientos

Agradezco la predisposición y ayuda mostradas por el personal del grupo de investigación Diana, del Departamento de Tecnología Electrónica de la Universidad de Málaga, en especial a Antonio Díaz, Carmen García y Ricardo Ron, así como al personal del grupo de Neurociencia Cognitiva del Departamento de Psicología Experimental y Fisiología del Comportamiento de la Universidad de Granada, en especial a Eduardo Madrid y Pío Tudela, ya que sin su colaboración esta tesis no hubiera sido posible.

También quiero dar las gracias, por sus valiosos consejos y orientaciones, a mis directores de tesis, Alberto Prieto y Francisco Pelayo, así como a Héctor Pomares por sus aportaciones en la difusión de los resultados de esta tesis.

Parte de las investigaciones realizadas en esta tesis han sido posibles gracias a la financiación del proyecto "Sistemas de visión 3D en tiempo real" ref. TIC02007, y del proyecto de investigación de excelencia "Sistema de interacción cerebral para discapacitados, (BRAINS)" ref. TIC3310 de la Consejería de Innovación Ciencia y Empresa de la Junta de Andalucía.

Resumen

En esta tesis se presenta el diseño y desarrollo de un sistema BCI (Brain-computer interface) de altas prestaciones basado en la detección y procesamiento de la actividad cerebral (BCI-DEPRACAP). Para conseguir este objetivo se parte de una profunda revisión histórica y tecnológica del sector, a partir de la cual se realizan dos estudios previos sobre el uso del P300 y los potenciales evocados visuales de estado estable en sistemas BCI.

A continuación se emprende el diseño del BCI-DEPRACAP con los principales objetivos de, por un lado, la obtención de una alta tasa de transferencia de información y, por otro, la posibilidad de uso con sujetos que presentan dificultad para la localización visual de estímulos.

Con posterioridad se desarrolla una aplicación o paradigma del uso del BCI-DEPRACAP, en el ámbito del entretenimiento en donde se evalúan las prestaciones del sistema en términos de transferencia de información.

Como aportaciones más importantes de esta tesis cabe destacar por un lado la comprobación de que los potenciales evocados auditivos de estado estable, pese a no ser de naturaleza cognitiva, pueden ser modulados por la atención selectiva y que este hecho podría ser usado en el diseño de sistemas BCI cuando el sujeto presente problemas de visión. Por otro lado se ha presentado un sistema BCI de tipo binario basado

en estimulación visual capaz de responder con tasas de transferencia de información de 1 bps. El sistema consigue evocar características EEG que son consideradas y tratadas en todo momento como señales deterministas, usando para su clasificación teoría clásica de señales y sistemas. Este hecho abre la puerta para el diseño y realización de sistemas BCI de altas prestaciones en términos de probabilidad de acierto y tasa de transferencia de información, con nuevos e interesantes usos y aplicaciones no contemplados hasta el momento.

Abstract

In this thesis it is pretended the design and develop of a high performance BCI (Brain-computer interface) based on the detection and processing of cerebral activity (BCI-DEPRACAP). The starting point is a historical revision and the study of two cases, one based in the use of the evoked potential P300 and the other in the auditory steady-state response.

The design of the BCI-DEPRACAP has, as main aims, in one hand, to achieve a high information transfer rate and, in the other hand, to make it suitable for subject with visual impairment, unable to gaze at positions.

Afterwards and in order to evaluate the performance of the system in terms of information transmission rate, a paradigm is developed in the area of entertainment.

Among the contributions of this thesis it is possible to emphasize, in one hand, that the auditory steady-state

responses, in despite that they are not of cognitive nature, can be modulated by selective attention. Hence they could be used in BCI systems when the subject has visual impairment. In the other hand it has been achieved an information transfer rate above 1bps., using a binary BCI system, based in steady-state visual evoked potentials, where the feature to extract was considered to be deterministic and hence classified using classical signal and system theory. The evocation of deterministic EEG signals is a new approach for EEG classification that reduces the level of noise, improves the information transfer rate and hence a broader horizon of uses and application can be considered.

Índice

Agradecimientos	i
Resumen	iii
Abstract	iv
Índice	vii
Figuras	xiii
Tablas	xvii
Acrónimos y Glosario.....	xix
Prefacio	xxi
Organización de la memoria de tesis.....	xxv
INTRODUCCION A LOS SISTEMAS BCI	1
1 Historia de los BCI.....	3
2 Aplicaciones de sistemas BCI	9
2.1 Comunicaciones.....	9
2.2 Control de entornos y Realidad Virtual	12

2.3	Arte	14
2.4	Acceso a Internet.....	15
2.5	Ambiente inteligente vital.....	18
3	Problemas no superados	21
3.1	Cantidad de información transmitida.....	21
3.2	Alta probabilidad de error.....	25
3.3	Autonomía	26
3.4	Carga cognitiva.....	27
3.5	Esfuerzos en la homogeneización de sistemas BCI	28
4	Tipos de BCI.....	32
4.1	Por el uso de técnicas invasivas	32
4.1.1	Métodos invasivos	33
4.1.2	Métodos no invasivos	36
4.2	Por el uso de estimulación.....	40
4.2.1	Endógenos	40
4.2.2	Exógenos	41
4.3	Por la características EEG.....	43
4.3.1	Sistemas BCI basados en potenciales corticales lentos	43
4.3.2	Sistemas BCI basados en ritmos de actividad cerebral	47
4.3.3	Sistemas BCI basados en potenciales evocados	52
4.3.3.1	P300	53
4.3.3.2	Potenciales evocados visuales.....	55
4.3.3.3	Potenciales evocados visuales de estado estable.	56
4.3.3.4	Potencial evocado auditivo	60
4.3.3.5	Potencial evocado auditivo de estado estable	62
ESTUDIOS DE SISTEMAS BCI		65
5	Estudio de un sistema BCI basado en P300	67
5.1	Introducción.....	67
5.2	Hipótesis de partida	67
5.3	Diseño y desarrollo del sistema	68
5.3.1	Arquitectura Funcional	68
5.3.2	Diseño de módulos	69
5.4	Pruebas de evaluación	70
5.4.1	Descripción del experimento	70
5.4.2	Fases.....	72
5.4.2.1	Fase de entrenamiento	72
5.4.2.2	Fase de pruebas	73
5.5	Datos técnicos	73

5.6	Resultados	74
5.6.1	Fase de entrenamiento.....	74
5.6.2	Fase de pruebas	75
5.7	Conclusiones	76
6	Estudio de un sistema BCI basado en Potenciales evocados auditivos de estado estable	79
6.1	Introducción.....	79
6.2	Metodología	80
6.2.1	Registros y estimulaciones.....	80
6.2.2	Diseño experimental	82
6.2.3	Análisis de las características por medio del SOM	83
6.3	Resultados	84
6.4	Conclusiones	88
DISEÑO DEL BCI-DEPRACAP		91
7	Diseño del BCI-DEPRACAP	93
7.1	Criterios	93
7.2	Análisis de los criterios de diseño	94
7.2.1	Tiempo de preparación.....	94
7.2.2	Esfuerzo cognitivo	94
7.2.3	Adaptabilidad.....	95
7.2.4	Transferencia de Información	97
7.3	Propuesta de diseño	107
7.4	Estimulación.....	109
7.4.1	Principios fisiológicos	109
7.4.1.1	Funciones retinianas.....	110
7.4.1.2	Potenciales evocados visuales.....	113
7.4.1.2.1	Potencial evocado visual tipo flash.....	116
7.4.1.2.2	Potencial evocado visual tipo estructurado... ..	117
7.4.1.2.3	Respuesta de estado estable	118
7.4.1.3	Amplitudes y latencias de PEV	119
7.4.1.3.1	Amplitudes	119
7.4.1.3.2	Latencias	120
7.4.2	Principios cognitivos.....	120
7.4.2.1	Atención	121
7.4.2.2	Efecto de la atención selectiva sobre los PEVEE	122
7.4.3	Consideraciones de diseño	123
7.4.3.1	Respuesta en frecuencia espacial	124
7.4.3.2	Respuesta en frecuencia temporal	127
7.4.3.3	Campo visual	128
7.4.3.4	Luminosidad.....	129
7.4.3.5	Contraste.....	130

7.5	Adquisición de datos.....	130
7.6	Extracción de la característica.....	131
7.7	Clasificación de la característica	132
7.8	Control del entorno	135
7.8.1	Artefactos musculares.....	135
7.8.2	Artefactos externos.....	135
8	Desarrollo del BCI-DEPRACAP	137
8.1	Elección de bloques funcionales.....	137
8.2	Herramientas software.....	139
8.3	Dispositivos hardware.....	140
9	Aplicaciones	141
9.1	En el ámbito del entretenimiento.....	141
9.1.1	Descripción del paradigma	141
9.1.1.1	Fase de entrenamiento	143
9.1.1.2	Fase de Operación.....	146
9.1.2	Metodología	147
9.1.2.1	Sujetos y registro	147
9.1.2.2	Estimulación y biofeedback.....	147
9.1.2.3	Trials	148
9.1.2.4	Clasificación	152
9.1.2.4.1	Fronteras de decisión	153
9.1.3	Resultados	155
9.1.3.1	Fase de entrenamiento	156
9.1.3.2	Fase de operación	163
9.1.4	Conclusiones.....	169
10	Aportaciones y conclusiones finales.....	171
11	Mejoras futuras y aplicaciones.....	175
11.1	Mejoras en la extracción y clasificación	175
11.2	Uso de paradigmas multiclase.....	176
11.3	Aplicaciones AAL.....	177
	ANEXOS.....	179
	Anexo A Sistema Internacional de Referencia 10-20	181
	Anexo B Tabla comparativa para BCI	185
	Anexo C Clasificación de PEVEE basada en amplitud y fase	187
	Anexo D Méritos	195

REFERENCIAS..... 197

Figuras

Figura 1 Gorro EEG según el Sistema Internacional 10-20.	4
Figura 2 Evolución de la producción científica BCI.	5
Figura 3 Matriz de caracteres para BCI basado en P300. Fuente [DONCHIN00].	10
Figura 4 Paradigma empleado en HEX-o-Spell.	11
Figura 5 Entornos de realidad virtual en un BCI basado en P300.	12
Figura 6 Visita virtual a la Biblioteca Nacional Austrica.	13
Figura 7 Control de prótesis mediante BCI basado en PEVEE.	14
Figura 8 BCI aplicado al arte.	15
Figura 9 El navegador de Internet BrainBrowser.	16
Figura 10 El navegador de Internet Brain Web Surfer.	18
Figura 11 Entorno de operación AAL.	19
Figura 12 Curvas de ITR.	23
Figura 13 Teclado numérico de BCI basado en PVEEE.	24
Figura 14 Presencia de un parpadeo en un registro EEG.	25
Figura 15 Componentes funcionales de un sistema completo BCI.	29
Figura 16 Tecnologías para el registro de la actividad cerebral.	33
Figura 17 BrainGate.	34
Figura 18. Equipamiento médico par la realización de un PET.	35
Figura 19 Sistemas de sujeción de electrodos EEG.	37
Figura 20 Sistemas comerciales BCI: Emotiv y Neurosky.	37
Figura 21 Sujeto durante la realización de una MEG.	38
Figura 22 Sistema NIRS. Fuente [COYLE07].	39
Figura 23 Registro EEG de un BCI basado en PCL.	44
Figura 24 Evolución de la tasa de acierto con el entrenamiento. ..	46
Figura 25 BCI de dos dimensiones basado en PCL.	47
Figura 26 BCI basado en ritmo mu.	50
Figura 27 Aplicación de un BCI basado en ritmo mu.	51
Figura 28 Análisis del rebote-beta.	52
Figura 29 Morfología típica de un P300.	53

Figura 30	Matriz de caracteres usada en un BCI basado en P300. Fuente [FARWELL88].	54
Figura 31	Aplicación de un BCI basado en P300.	55
Figura 32	Sistema para el marcado telefónico de un BCI basado en PEVEE. Fuente [GAO02].	57
Figura 33	Efecto de la atención selectiva sobre los PEVEE.	59
Figura 34	BCI basado en estimulación visual de tipo estructurado.	60
Figura 35	Registro típica de un PEA.	61
Figura 36	Generación de un PEAE.	63
Figura 37	Arquitectura funcional de un sistema BCI basado en P300.	68
Figura 38	Paradigma del estudio preliminar basado en P300.	71
Figura 39	Promedio de trials del estudio basado en P300.	75
Figura 40	Sujeto con gorro de EEG ajustado.	81
Figura 41	Rectificación de un estímulo auditivo modulado AM.	81
Figura 42	Representación espectral de un PEAE.	83
Figura 43	Resultados del entrenamiento del mapa autoorganizativo.	86
Figura 44	Comparativa BCI basado en P300 auditivo y visual.	97
Figura 45	Representación gráfica de la Ec. 6. Para una p_a superior al 0.85 los dos puntos verdes acotan los tiempos máximo y mínimo de trial.	99
Figura 46	Curva de entropía de una fuente binaria.	102
Figura 47	Curva de duración de símbolo en función de la longitud media.	105
Figura 48	Comparación de los distintos tipos de BCI con los criterios de diseño.	107
Figura 49	Características de diseño del BCI-DEPRACAP.	109
Figura 50	Sistema visual humano. Fuente [SANTOS].	110
Figura 51	Concentración de fotorreceptores en la retina.	111
Figura 52	Capas de la retina.	112
Figura 53	Conexión de la retina con el nervio óptico. Fuente [SANTOS].	113
Figura 54	Estructura de una columna del área V1. Fuente [RDSOLAR97].	114
Figura 55	Estructura interna del área visual V1. Fuente [RDSOLAR97].	115
Figura 56	Respuesta típica de un PEVF. Fuente [ODOM04].	116
Figura 57	Respuesta típica de un PEVP. Fuente [ODOM04].	117
Figura 58	Generación de un PEVEE a partir de un PEV.	118
Figura 59	Efecto de la atención a estímulos visuales sobre PEVEE.	122
Figura 60	Estímulo estructurado tipo damero.	124

Figura 61	Variación del tamaño con la excentricidad de un estímulo estructurado. Fuente [ROVER85]	125
Figura 62	Amplitud del PEV en función de la frecuencia espacial. Fuente [ALTENMULLER96].	126
Figura 63	Posicionamiento de electrodos en el BCI-DEPRACAP... ..	131
Figura 64	Anillo de tierra.....	136
Figura 65	Maquina de estados del BCI-DEPRACAP.....	138
Figura 66	Escenario del Comecocos y estimulación visual.	142
Figura 67	Secuencias de rotación del Comecocos.....	143
Figura 68	Secuencias de la sesión de entrenamiento del BCI-DEPRACAP.....	145
Figura 69	Duración de un trial en función de la probabilidad de acierto para una ITR objetivo de 1.13 bps y 2 símbolos.	150
Figura 70	Recorrido empleado en la medición de las prestaciones del BCI-DEPRACAP.	151
Figura 71	Frontera de decisión basada en amplitud y fase.....	155
Figura 72	Frontera de decisión basada sólo en la amplitud	155
Figura 73	Mapa interpolado de la SNR en unidades naturales del sujeto CRR.	157
Figura 74	Mapa interpolado de la SNR en unidades naturales del sujeto DAL.	158
Figura 75	Mapa interpolado de la SNR en unidades naturales del sujeto MDL.	159
Figura 76	Mapa interpolado de la SNR en unidades naturales del sujeto EMD.....	160
Figura 77	Mapa interpolado de la SNR en unidades naturales del sujeto MAL.	161
Figura 78	Mapa interpolado de la SNR en unidades naturales del sujeto MAL.	162
Figura 79	Posiciones iniciales del sistema Internacional de referencia 10-20. Fuente [BAREAU].	182
Figura 80	Registros de trials en el dominio del tiempo.	188
Figura 81	Registros de trials en el dominio de la frecuencia.....	188
Figura 82	Representación de amplitud y fase de la característica.	189
Figura 83	Receptores OOK coherente y detector de envolvente.	191
Figura 84	Curvas de error para sistemas digitales binarios.	193

Tablas

Tabla 1 Distintos ritmos EEG de baja frecuencia.	48
Tabla 2 Tiempo medio para una realización del estudio preliminar.	72
Tabla 3 Datos técnicos del BCI basado en P300.	74
Tabla 4 Detalles del experimento del BCI basado en P300.	75
Tabla 5 Prestaciones del sistema desarrollado durante el estudio preliminar.	76
Tabla 6 Tasa porcentual de neuronas activadas por la condición de Atender vs. Ignorar.	84
Tabla 7 Codificación en función del número de códigos por clase.	102
Tabla 8 Códigos disponibles por longitud media de mensaje.	104
Tabla 9 Duración máxima de la transmisión de un símbolo de una fuente binaria en función de la longitud de la codificación media para $ITR=1.13$, $N=2$, $P_a=0.9$	105
Tabla 10 Eficiencia de las distintas codificaciones propuestas. ...	106
Tabla 11 Frecuencia de refresco y resolución temporal en monitores CRT.	127
Tabla 12 Submúltiplos exactos en la banda 10-30 Hz de la frecuencia de refresco.	128
Tabla 13 Frecuencias temporales de excitación.	144
Tabla 14 Frecuencia espacial en ciclos por grado.	144
Tabla 15 Símbolos enviados en cada posición.	151
Tabla 16 Estadísticas de la codificación.	152

Tabla 17 SNR (dB) para distintas configuraciones de estimulación del sujeto CRR.	157
Tabla 18 SNR (dB) para distintas configuraciones de la estimulación del sujeto DAL.	158
Tabla 19 SNR (dB) para distintas configuraciones de la estimulación del sujeto MDL.....	159
Tabla 20 SNR (dB) para distintas configuraciones de la estimulación del sujeto EMD.	160
Tabla 21 SNR (dB) para distintas configuraciones de la estimulación del sujeto MAL.	161
Tabla 22 SNR (dB) para distintas configuraciones de la estimulación del sujeto GPL.	162
Tabla 23 Resultados de la fase de operación para CRR.	163
Tabla 24 Resultados de la fase de operación para DAL.	164
Tabla 25 Resultados de la fase de operación para MDL.	165
Tabla 26 Resultados de la fase de operación para EMD.....	166
Tabla 27 Resultados de la fase de operación para MAL.	167
Tabla 28 Resultados de la fase de operación para GPL.....	168
Tabla 29 Características descriptivas de un sistema BCI.	186

Acrónimos y Glosario

AAL	Ambient Assisting Living
ACI	Análisis de Componentes Independientes
ACP	Análisis de Componentes Principales
AWGN	Additive White Gaussian Noise
BCI	Brain-computer interface
BIS	Índice Biespectral
bpm	Bits por minuto
bps	Bits por segundo
BPSK	Binary phase-shift keying
CMRR	Common-mode rejection ratio
DPSK	Differential phase-shift keying
EcoG	Electrocorticografía
EEG	Electroencefalografía
ELA	Esclerosis lateral amiotrófica
EMG	Electromiografía
EOG	Electrooculografía
ERD	Event related desynchronization
ERS	Event related synchronization
fMRI	Functional magnetic resonance imaging
ICT	Information and Communication Technology
ISCEV	International Society for Clinical Electrophysiology of Vision
ITR	Information transfer rate
JCR	Journal Citation Reports

LGN	Lateral geniculate nucleus
LTI	Linear time-Invariant
MAP	Maximum a posteriori
MEG	Magnetoencefalografía o magnetoencefalograma
MLP	Multilayer Perceptron
NIRS	Near infrared spectroscopy
OOK	On-off keying.
PCL	Potencial cortical lento
PE	Potencial evocado
PEA	Potencial evocado auditivo
PEAEE	Potencial evocado auditivo de estado estable
PES	Potencial evocado somatosensorial
PEV	Potencial evocado visual
PEAEE	Potencial evocado visual de estado estable
PEVF	Potencial evocado visual de tipo flash
PEVP	Potencial evocado visual de tipo patrón (estructurado)
PCL	Potencial cortical lento
PLL	Phase Locked Loop
PET	Positron Emission Tomography
PEV	Potencial evocado visual
RNA	Red neuronal artificial
RV	Realidad virtual
SEEG	Stereo-EEG
SNR	Signal to Noise Ratio
SOM	Self-Organizing Map
SPECT	Single Photon Emission Computed Tomography
STFA	Short-Time Fourier Analysis
SVM	Support Vector Machine
TIC	Tecnología de la información y la comunicación
TTI	Tasa de transferencia de información
TTD	Thought-translation device

Prefacio

A finales del siglo XIX, el médico español Ramón y Cajal postuló una revolucionaria teoría sobre la organización y estructura del cerebro, basada en que éste está compuesto por una serie de células independientes, neuronas, que se comunican entre sí mediante contactos funcionales que se llamarían sinapsis. Esta teoría le valió en 1906 el premio Nóbel de Fisiología y Medicina y supuso la más brillante aportación a la Neurociencia hasta la fecha. Éste y otros relevantes científicos de la época realizaron grandes aportaciones al esclarecimiento de los fundamentos electrofisiológicos de la comunicación entre neuronas, de naturaleza fundamentalmente eléctrica, que sirvieron para asentar las bases de la electroencefalografía.

El profesor Hans Berger (1873-1941), considerado el padre de la electroencefalografía, fue el primer científico que realizó un electroencefalograma a un ser humano en 1924. Con posterioridad, en 1929 [BERGER29], y pese a los rudimentarios instrumentos de medida de la época, constató la existencia de los ritmos alfa y beta. Otro relevante científico de la época, William Grey Walter perfeccionó la máquina de electroencefalografía de Berger añadiéndole más electrodos, tubos CRT y amplificadores de alta ganancia hasta crear el primer topógrafo de EEG en 1957. Este topógrafo permitió la presentación de mapas de actividad cerebral, localizando la intensidad y frecuencia de los diversos ritmos y constituyó una

herramienta útil en el diagnóstico clínico de enfermedades como la epilepsia.

Más adelante autores como Kasamatsu en 1957 o Wenger y Banchi en 1961 comprobaron que mediante la meditación trascendental Zen se podía modular algunas respuestas autónomas, como el ritmo cardíaco. Estos estudios ejercieron una gran influencia sobre el desarrollo del biofeedback.

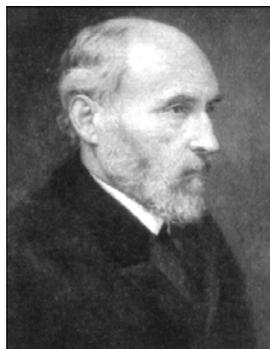
Neal Millar es considerado el padre del Biofeedback. Esta técnica, aplicada al EEG, consiste en la presentación al paciente de su propia actividad EEG, desarrollando éste mecanismos para modificarla a voluntad. Entre los estudios pioneros están Nowlis y Kamiya [NOWLIS70], Mulholland y Brown (1970) que en 1970 ya propusieron un experimento en el que el sujeto aprendía a modificar la energía del ritmo alfa de forma voluntaria usando como biofeedback estímulos auditivos. Más adelante, en 1974, Serman, desarrolló un sistema de autocontrol mediante biofeedback de otros ritmos como el ritmo sensorimotor o ritmo mu.

Puesto que con la ayuda de biofeedback un paciente era capaz de modificar voluntariamente su patrón de actividad neurológica, es decir era capaz de generar información y esta información podía ser registrada, decodificada y procesada acorde a una tabla de códigos y reglas semánticas previamente establecidas; que dicha decodificación podía dar origen a una serie de órdenes o comandos sobre algún dispositivo, máquina o computador y que el paciente podía conocer el resultado de dichas órdenes mediante estímulos externos y usar dicha información para la generación de órdenes, se pensó que esto sentaba las bases suficientes y necesarias para establecer un sistema de comunicación completo y bidireccional entre el Hombre y la máquina en general y entre el cerebro y un computador en particular.

La pregunta a responder es: ¿Quién podría servirse de un sistema de comunicación de este tipo? La respuesta la encontramos en pacientes con algún tipo de deficiencia severa de naturaleza motora, pacientes en silla de ruedas o con esclerosis lateral amiotrófica. Puesto que el hecho de la comunicación es una actividad de naturaleza cognitiva, esta comunicación no debería verse coartada por efectos de segundo orden, como son las deficiencias motoras cuando la carga más importante de todos los procesos involucrados es ejecutada en el cerebro. Se pensó que, sumando las aportaciones de estos y otros científicos, se podría desarrollar una máquina capaz de comunicarse directamente con el cerebro de las personas, y por

ende con la propia persona sin necesidad de utilizar ninguna vía de comunicación convencional, como son aquellas en las que usamos los músculos. Es difícil imaginarse cómo podríamos comunicarnos si no pudiéramos usar los músculos. Actividades tan cotidianas como hablar, escribir un correo electrónico o una carta, sonreír, gesticular o simplemente hacer un guiño no serían posibles. Todas ellas necesitan de una intención, un procesamiento previo, una serie de descargas neuronales con origen en el cortex y unas conducciones nerviosas para llevar las órdenes pertinentes en forma de impulsos eléctricos hasta las fibras musculares. Sin embargo en pacientes que sufren de tetraplegia este impulso que recorre todo el camino desde el cortex hasta las fibras musculares, se pierde, por lo que el movimiento muscular no llega a producirse. No obstante, la intención, el procesamiento previo y la generación de la información han sido ejecutadas con éxito en el cerebro, por lo que, para que la comunicación en este tipo de pacientes pueda ser efectiva sólo hay que, de alguna forma, extraer esta información directamente desde el cerebro mediante un canal distinto a las vías nerviosas.

De estas reflexiones, del deseo innato del Hombre por superar sus adversidades y sobre todo al esfuerzo de tantos y tantos investigadores como Ramón y Cajal que con su genial contribución cimentaron las bases de la Neurociencia moderna, nació la idea del sistema de comunicación cerebro-computador BCI (del inglés, Brain-computer Interface).



Santiago Ramón y Cajal
(1852-1934)

Organización de la memoria de tesis

La memoria de esta tesis está organizada en torno a cinco bloques fundamentales.

El primero, titulado INTRODUCCIÓN A LOS SISTEMAS BCI, es una revisión del estado del arte en materia de BCI, empezando por una revisión histórica (capítulo 1), que engarzada con los antecedentes revisados en el Prefacio, continúa con un estudio de las aplicaciones y usos de estos sistemas (capítulo 2), de los problemas carencias y dificultades que presenta su utilización (capítulo 3) y, finalmente, muestra los distintos tipos que existen en la actualidad y los fundamentos técnicos y psicofisiológicos en los que se basan (capítulo 4).

En el segundo bloque, titulado ESTUDIOS DE SISTEMAS BCI, se abordan dos estudios preliminares de sistemas BCI. Dada la naturaleza multidisciplinar de este tipo de sistemas y como primera aproximación experimental a esta tecnología, se realizaron dos estudios independientes. Uno basado en el potencial evocado P300 con estimulación visual (capítulo 5), y otro con estimulación auditiva basado en PEAAE y atención selectiva (capítulo 6). Los resultados y conclusiones de este segundo estudio han derivado en una publicación indexada en el JCR. Ambos estudios fueron muy valiosos a la hora de asentar las bases necesarias para la realización de experimentos que

involucran a seres humanos, contribuyendo así satisfactoriamente en el diseño y realización del BCI-DEPRACAP.

En el tercer bloque, titulado DISEÑO DEL BCI-DEPRACAP, se pormenorizan los detalles del diseño de un BCI de altas prestaciones. Partiendo de unos criterios de diseño abstractos, se analiza la idoneidad de las distintas soluciones existentes, descartando aquellas que no reúnen los requisitos. y se hace una propuesta, junto con los principios psicofisiológicos en los que se basa y una estimación de las prestaciones (capítulo 7). Más adelante se concretan las plataformas, herramientas y dispositivos, tanto software como hardware (capítulo 8) y se realizan pruebas de las prestaciones del sistema diseñado en términos de tasa de transferencia de información (capítulo 9). Este bloque finaliza con las conclusiones y aportaciones que se han realizado en esta tesis (capítulo 10) junto con las propuestas de futuro, mejoras y aplicaciones que tienen cabida en un sistema BCI de altas prestaciones (capítulo 11).

La memoria finaliza con los bloques ANEXOS, que incluye información complementaria y los méritos de la tesis y, REFERENCIAS, donde se puede cotejar la bibliografía y publicaciones confrontadas en esta tesis.

INTRODUCCION A LOS SISTEMAS BCI

1 Historia de los BCI

El principio básico de los sistemas BCI es la posibilidad de comunicación a través de un computador basándonos íntegramente en información obtenida del análisis de la actividad cerebral, sin que exista de por medio ningún otro dispositivo o interfaz para la realización de esta comunicación como tradicionalmente vienen siendo los teclados, ratones, etc... Diversas definiciones han sido utilizadas a lo largo del tiempo para los BCI, entre ellas destacamos la aportada en el primer trabajo sobre BCI que se conoce, en 1973, por el investigador J. J. Vidal, donde decía que "The BCI system is geared to use both the spontaneous EEG and the specific evoked responses triggered by time-dependent stimulation under various conditions for the purpose of controlling such external apparatus as e.g. prosthetic devices [VIDAL73]. Sin embargo no sería hasta el 2002, cuando la serie de prestigiosos científicos J. R. Wolpaw, N. Birbaumer, D. J. McFarland, G. Pfurtscheller, y T. M. Vaughan propusieron la concisa pero acertada definición "A direct brain-computer interface is a device that provides the brain with a new, non-muscular communication and control channel" [WOLPAW02].

Al hablar, al sonreír, al gesticular, al caminar, al introducir caracteres mediante un teclado o al sonreír nos estamos comunicando. Si examinamos detenidamente la definición de BCI dada anteriormente, observaremos cuan limitada quedaría nuestra capacidad de comunicación si no tuviésemos a nuestra

disposición un sistema nervioso, capaz de transportar impulsos nerviosos hasta las fibras musculares. Bien cuando este sistema nervioso no funciona correctamente o cuando por algún motivo queremos prescindir de él es cuando los sistemas de comunicación BCI entran en juego.

Para crear un canal de comunicación ente la mente y un computador obviando las conducciones nerviosas, un BCI debe adquirir señales generadas directamente del cerebro, en la corteza cerebral. Los sistemas BCI más ampliamente extendidos usan la EEG para el registro de la actividad cerebral por su sencillez y economía (ver Figura 1).



Figura 1 Gorro EEG según el Sistema Internacional 10-20.

Pese a que los fundamentos del concepto BCI se cimentaron allá en los años 70, fue a finales del siglo XX y principios del XXI cuando hubo una auténtica explosión en su investigación. Si en 1995 no había más de 6 grupos activos de BCI en todo el mundo, en el año 2000 se podían contabilizar más de 20 [BCI1STIM00], llegando hoy por hoy a más de un centenar entre grupos de investigación y empresas del sector, con producción científica reconocida en revista del más alto nivel. Su investigación fue impulsada, entre otros eventos, por el Primer Encuentro Internacional de BCI celebrado en Nueva York en 1999, organizado por el Departamento de Salud del Centro Wadsworth. Sin embargo, y pese a este impulso investigador, el campo de los BCI presentaba ciertas dosis de inconsistencia a la hora de procesar, clasificar y evaluar los procedimientos, técnicas y

componentes o dispositivos que se usan en los experimentos. De la necesidad de la unificación de criterios, surgieron como objetivos para dicho taller: La revisión y presentación del estado del arte actual y la definición de objetivos básicos de la investigación de BCI.

Dos años más tarde, en Junio del 2002 este mismo centro organizó el Segundo Encuentro Internacional de BCI. En este encuentro asistieron investigadores de 38 laboratorios de Estados Unidos, Canadá, Europa y China [BCI2NDIM03]. Mientras que en el tercer encuentro, en Junio de 2005 la lista de centros de investigación ascendió hasta 53.

En la Figura 2 se puede ver una estadística del número de documentos presentados a revistas de prestigio de BCI por años. Se puede comprobar el espectacular aumento en la producción científica, gracias a contribuciones como los encuentros internacionales referenciados.

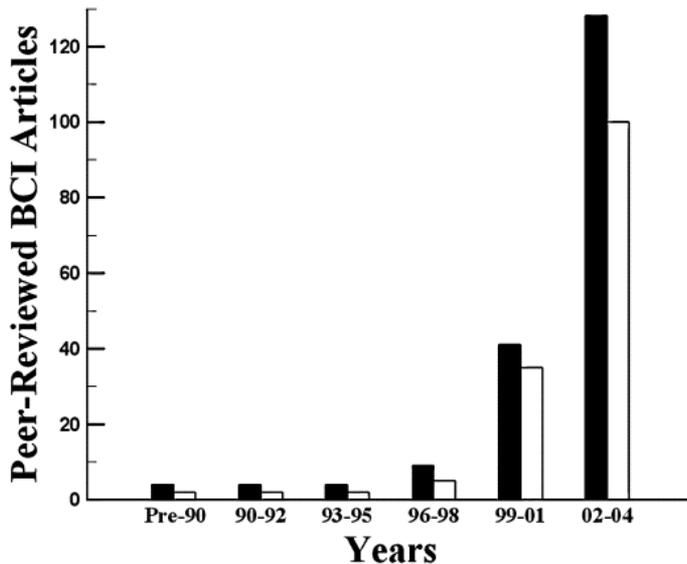


Figura 2 Evolución de la producción científica BCI. Número de artículos referentes a BCI presentados en revistas para publicación (en negro) junto con aquellos de autores presentes en alguno de los dos encuentros internacionales de BCI (en blanco). Fuente [BCI3RDIM06].

Fruto de estos esfuerzos unificadores, destacados autores como Steven G. Mason de la Fundación Neil Squire propusieron en 2003 un nuevo modelo funcional para el diseño de sistemas BCI con una gran variedad de características con el objeto de facilitar la comparación de distintas tecnologías BCI entre sí y con otro tipo de interfaces [MASON03]. En el Anexo B se puede consultar la lista de características para la comparación y homogeneización de sistemas BCI propuestas por Mason.

En paralelo, otros grupos de investigación han sumado esfuerzos al desarrollo de esta tecnología, colaborando en la organización de eventos de la máxima categoría a nivel internacional, como son las tres Competiciones en BCI, organizadas entre los años 2002 a 2005 con las aportaciones de diversos grupos de investigación de Europa (Universidad de Tübingen, Universidad de Graz, Universidad Libre de Berlín, el grupo Berlín BCI y el IDIAP Research Institute de Martigny, en Suiza) y Estados Unidos (Centro Wadsworth). Estas competiciones fueron organizadas con el objeto de evaluar el estado del arte de las diversas herramientas y tecnologías existentes en el procesamiento y clasificación de las señales EEG y uso su en BCI. Para ello se ofreció de forma abierta unos datos de entrenamiento y otros para test junto con sus descripciones. Investigadores de todo el mundo usaron sus algoritmos y compitieron en prestaciones.

También han sido numerosas las herramientas y plataformas software de carácter gratuito desarrolladas con el objeto de facilitar la investigación y aplicaciones de BCI, como son el proyecto BCI2000 [BCI2000] desarrollado por el Centro Wadsworth, o el Biosig [BIOSIGPROJ], que es una librería de software abierto para el procesamiento de señales biomédicas desarrollado por la Universidad de Graz.

Ya en el periodo que abarca desde el 2005 hasta nuestros días, también han sido numerosos los esfuerzos en la divulgación y homogeneización entre los investigadores de los sistemas BCI. Entre ellos podemos destacar la Competición IV en BCI celebrada en 2008, los cuatro talleres sobre el sistema BCI2000 organizados por el Centro Wadsworth con sedes en Nueva York, Beijing, Roma y Utrecht y los cuatro talleres internacionales sobre BCI organizados por la Universidad de Graz.

Las autoridades europeas han reconocido el valioso papel que los sistemas BCI podrían ejercer en la sociedad del presente y del futuro, aportando a enfermos o personas mayores con dificultad para la comunicación una herramienta útil hacia una mayor calidad de vida. Por ello, han impulsado foros y eventos

con el objeto de dar a conocer la tecnología y aquellos agentes implicados con el objeto de favorecer la cooperación y el desarrollo tecnológico. Entre estos eventos están el organizado por la European Commission's ICT for Inclusion en Bruselas en Abril de 2008, al abrigo del 7º Programa Marco [FP7CICTI]. En este evento se trataron asuntos que afectan a los BCI, como son su usabilidad, fiabilidad operación y mantenimiento; el uso de paradigmas que mejoren la carga cognitiva que implica su uso, la posibilidad de integrarlo con otros dispositivos para la obtención de información, su uso para el control de aplicaciones con bajo ancho de banda y el uso combinado con entornos inteligentes. Otro evento de relevancia donde se trató en una sesión dedicada la tecnología BCI fue el ICT2008 [ICT2008] organizado por la Comisión Europea. El ICT2008 es el evento más grande de Europa en materia de investigación en ICT. En dicho evento se discutieron políticas públicas de investigación y tecnologías de comunicación a nivel europeo.

Esto nos lleva a concluir que, a día de hoy, la investigación en BCI es un área en auge del máximo interés que merece nuestra máxima atención como investigadores por las grandes aportaciones a la sociedad que puedan derivarse de su estudio, tales como ayuda a discapacitados, ayuda en terapias psicológicas o médicas, entretenimiento, expresión artística o como ayuda a la integración con el entorno vital de pacientes con dificultad en la movilidad.

2 Aplicaciones de sistemas BCI

A fecha de hoy la mayoría de las aplicaciones están pensadas para sujetos con deficiencias de naturaleza motora que les imposibilitan una correcta interacción con el mundo que les rodea. En este ámbito, los sistemas BCI permiten una mejora significativa en la calidad de vida de estos sujetos. Más allá de este noble fin, se empieza a estudiar la posibilidad de usar BCI como ayuda en la labor creadora de artistas o como entretenimiento. En [MOORE03] se hace una revisión de distintas aplicaciones para sistemas BCI:

2.1 Comunicaciones

Esta es una aplicación prioritaria para sujetos con discapacidades motoras severas en donde el individuo está completamente paralizado, teniendo restringidas por tanto las facultades tanto para la comunicación verbal como para la no verbal. En inglés se usa para describir a este tipo de pacientes un término, que no por duro, deja de describir perfectamente a un

paciente con estos síntomas, "locked-in" (encerrado dentro de sí mismo). Este término se refiere a individuos que en estado consciente, son incapaces de usar sus músculos y por tanto no pueden comunicar sus necesidades o emociones. Se trata pues de una mente sana encerrada dentro de un cuerpo paralizado. Causas de esta situación pueden ser trombosis, accidentes con traumatismos o enfermedades degenerativas de naturaleza neurológica, como es el caso de la ELA.

Se han desarrollado muchos paradigmas al respecto, desde una simple aplicación binaria SÍ/NO hasta teclados virtuales con los que se pueden deletrear palabras. Ejemplos los tenemos en [PERELMOUTER00], [BIRBAUMER00]. En este trabajo el alfabeto se subdivide en mitades que el paciente va seleccionando mediante el sistema BCI hasta conseguir identificar la letra que se desea. Existen estudios similares en done en vez de mitades la subdivisión se produce en cuartos [WOLPAW00]. En [DONCHIN00] se usa el potencial evocado P300. El alfabeto se dispone en una matriz bidimensional. Las filas y columnas se iluminan sucesivamente y el potencial P300 se evoca al coincidir fila y columna del carácter a seleccionar (ver Figura 3).



Figura 3 Matriz de caracteres para BCI basado en P300. Fuente [DONCHIN00].

Más recientemente el Instituto Fraunhofer FIRST (IDA) con otros socios europeos desarrolló el HEX-o-Spell [BLANKERTZ06]. Este sistema consiste en una aplicación para la escritura en la que los distintos caracteres se muestran en la pantalla en forma de hexágonos. Una flecha recorre los grupos de hexágonos y mediante una decisión binaria se selecciona en el tiempo uno de los hexágonos. A continuación el conjunto de letras se expande en otros hexágonos hasta poder decidir un único carácter. Este sistema se mostró bastante robusto y fue mostrado en el CeBIT de Hannover en el 2006 con unas prestaciones máximas de entre 2.3-7.6 caracteres por minuto. La Figura 4 muestra una secuencia para la elección de la letra N:

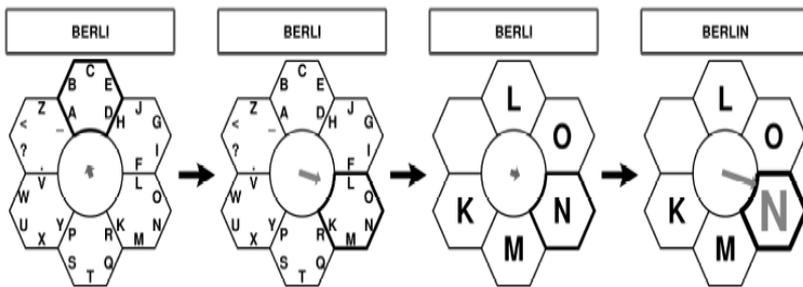


Figura 4 Paradigma empleado en HEX-o-Spell.

Basado en un paradigma de dos estados, el conjunto de letras se seleccionan basándose en un árbol de decisión binaria. Fuente [BLANKERTZ06].

Estos y otros métodos han mostrado ser eficaces a la hora de la identificación del carácter a ser comunicado. Sin embargo el número de caracteres procesados por minuto sigue siendo bajo. Por ejemplo, para BCI que deletrean palabras basándose en el uso del P300, la cantidad de caracteres que puede escribirse, sin tener en cuenta información extraída del contexto, es de aproximadamente 8 caracteres por minuto [DONCHIN00].

2.2 Control de entornos y Realidad Virtual

El uso de entornos de realidad virtual en el entrenamiento de sistemas BCI se ha mostrado eficaz debido a su grado de inmersión, motivación y entorno seguro de operación. Un ejemplo pionero de este uso es el presentado en [BAYLISS00]. En este estudio existe un mundo virtual en el cual el usuario va conduciendo un coche por la calle con la presencia de semáforos. El objetivo es hacer parar el coche cuando el semáforo cambia a rojo. El sistema se basa en el análisis del potencial evocado P300, que es activado cada vez que el paso de naranja a rojo. Este sistema alcanzó una tasa de acierto del 85%. La misma autora usa una habitación virtual en el que se presentan distintas opciones sobre las que el usuario puede actuar [BAYLISS03].



Figura 5 Entornos de realidad virtual en un BCI basado en P300. El avatar se encuentra en una habitación en la que se puede actuar sobre la TV, luz y equipo de sonido. Cada uno de ellos produce una estimulación visual tipo flash para cada una de las órdenes que se pretende ejecutar (encender o apagar). El sujeto debe ignorar todas las estimulaciones excepto la que es de su interés y realizar una tarea cognitiva (típicamente contar las veces que el flash se produce). Bajo estas condiciones se produce un P300 que puede ser detectado y clasificado. Fuente [BAYLISS03].

En el apartamento de la Figura 5 se ven una TV, una lámpara y un equipo de sonido que pueden ser controlados mediante el uso de un BCI

Otro ejemplo es el desarrollado en la Universidad de Graz. En [LEEB07] se usa un sistema BCI y entornos de realidad virtual para hacer una visita por la Biblioteca Nacional Austriaca (ver Figura 6).

Otra fuente de aplicaciones está en la restauración de movimiento para personas con discapacidades motoras. Se han usado señales corticales para controlar una mano restaurando la conexión entre el cerebro y el brazo paralizado [PFURTSCHELLER00]. Otros estudios [KENNEDY00] han usado señales extraídas directamente del cerebro para mover una mano virtual, con la esperanza de que la simulación podría dar pistas sobre cómo incluir la Estimulación Eléctrica Funcional a los sistemas BCI para restaurar el movimiento.



Figura 6 Visita virtual a la Biblioteca Nacional Austriaca. Un participante visitando virtualmente la Biblioteca Nacional Austriaca por medio de un sistema BCI asíncrono basado en la imaginación motora. Fuente [LEEB07].

En [MUSALLAM04] se presenta un estudio que usa técnicas invasivas con monos en donde se decodifican las señales que proporcionan distintas trayectorias a la mano. Esto abre la puerta en futuros estudios sobre el Hombre con aplicaciones en conducción de vehículos, uso de ordenadores o robots.

Recientemente se han desarrollado BCI para el control de prótesis neuronales basados en PEVEE [MULLER-PUTZ08]. En este estudio se propone un BCI exógeno basado en estimulación visual. Para ello un brazo robotizado dispone de una serie de 4

luces en distintas posiciones que parpadean con una cadencia distinta. Cada uno de estos 4 estímulos produce una respuesta electrofisiológica distinta llamada PEVEE que puede ser registrada y diferenciada fácilmente. Se obtuvo una tasa de acierto máxima del 88% (ver Figura 7).

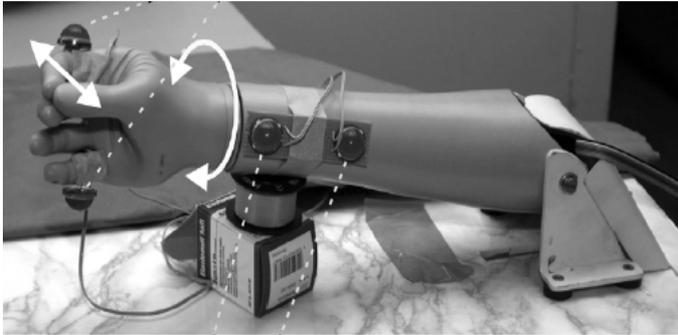


Figura 7 Control de prótesis mediante BCI basado en PEVEE. Prótesis de una mano con luces incorporadas que evocan PEVEE. Cada luz indica una acción a realizar, como abrir o cerrar la mano o girar la muñeca. Fuente [MULLER-PUTZ08].

2.3 Arte

La Universidad del Estado de Georgia de Estados Unidos de América trabajó en un proyecto llamado "Neural Art" [MOORE03]. En este proyecto se estudiaron distintos métodos de representación de la señal del cerebro como expresión de creatividad o como entretenimiento. El programa llamado "Neural Music" traducía señales del cerebro a comandos MIDI, de modo que la actividad cerebral es convertida en tonos musicales

Otro proyecto llamado cyberPRINT [BERMUDEZ00] es el desarrollado por la Universidad de Utah. En este proyecto se incluyó el diseño, construcción y puesta en escena de una "arquitectura del ser" que expresa a un individuo en el espacio virtual y en tiempo real usando datos fisiológicos como material de construcción, el diseño arquitectónico como intención expresiva, el espacio digital como medio plástico, proyecciones de pantalla como técnica de visualización e inmersión, la

interactividad y la actuación del usuario como socio. Todo ello con colaboraciones interdisciplinarias entre la Arquitectura, Coreografía, Danza Moderna, Música, Bioingeniería, Medicina y las Ciencias de la Computación como su contexto creativo y técnico (ver Figura 8).



Figura 8 BCI aplicado al arte. CyberPRINT durante un espectáculo tecno-mediático en el Rose Wagner Performing Art Center en Salt Lake City, EEUU ene. 2000. Este trabajo fue el primero de su tipo en el mundo. Fuente [BERMUDEZ00].

2.4 Acceso a Internet

El acceso a Internet se considera un paso de gigante en la mejora de la calidad de vida de pacientes con discapacidad motora severa como por ejemplo ELA. Ir de tiendas, solicitar ayuda, o acceso a la educación serían acciones posibles para estos pacientes mediante el acceso a Internet. Existen procedimientos para evaluar cómo los pacientes, en función de los distintos grados de incapacidad motora, evalúan unos u otros aspectos como los más importantes en la calidad de vida. En [CIARAN93] se describe un procedimiento para evaluar lo que los enfermos consideran importante para su calidad de vida. Se ha observado que las respuestas varían gradualmente conforme el estado de la enfermedad degenerativa avanza siendo la necesidad de la comunicación en general y, el acceso a Internet en particular, el factor más valorado en la calidad de vida en avanzados estados de la enfermedad. Estudios realizados en la

Universidad de Tübingen con pacientes con pacientes que sufren de ELA con diversos paradigmas como un teclado virtual o el acceso a Internet acababan pidiendo, y pese al esfuerzo requerido para acabar la sesión, una nueva sesión con el paradigma que le permitía el acceso a Internet [NIJBOER08a]. Esto es un indicio de la importancia que sujetos en este estado le dan al acceso a Internet.

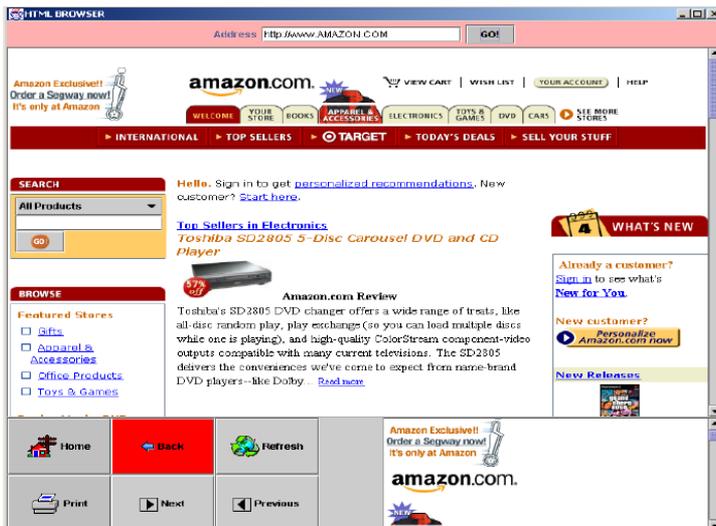


Figura 9 El navegador de Internet BrainBrowser.

Mientras que la parte superior del BrainBrowser muestra los contenidos, la parte inferior derecha muestra el contenido del enlace que actualmente el sujeto está seleccionando. Para navegar hasta ese enlace debe seleccionar el control Next, en la parte inferior izquierda. De esta forma la serialización crea orden y secuencia. Abajo a la izquierda los comandos de control están estructurados según el principio de proximidad y similitud, lo cual requiere un menor esfuerzo cognitivo por parte del sujeto, que puede dedicarlo a la navegación. Fuente [MOORE03a].

En la Universidad de Tübingen, en el 2000 se pensó en una evolución de su famoso TTD capaz de ofrecer acceso a Internet a pacientes en un avanzado estado de ELA. Los investigadores de esa institución, conociendo el gran impacto en calidad de vida que supone en los pacientes el acceso a la comunicación con su

entorno, pusieron sus esperanzas en ofrecer una nueva oportunidad a aquellos pacientes que decidían poner fin a sus vidas voluntariamente al no acceder a continuar viviendo mediante el uso de ventilación artificial [BIRBAUMER00]. Con este noble fin se creó el navegador Descartes [HINTERBERGER01]. En este navegador la página WEB se presentaba durante un periodo largo de tiempo, durante el cual, el paciente debía retener el link de interés. Después todos los links presentes en la página WEB se mostraban en forma de árbol binario, y el paciente debía navegar, como de costumbre usando el TTD, pero esta vez hasta llegar a un link en vez de a una letra, como ha sido el clásico uso del TTD.

Otros intentos son los presentados en [MANKOFF02], en donde se requiere un BCI multidimensional de cinco clases y [MOORE03a], donde se propone un navegador, BrainBrowser, capaz de adaptar las páginas Web convencionales para ser usadas por un control neuronal. Se basa en el principio de la serialización, en donde un dominio con información bidimensional se transforma en otro lineal, así como los botones de control: retroceso, detener, refrescar, etc.. (ver Figura 9).

Tanto en Descartes como el BrainBrowser presentaban una serie de deficiencias. Por ejemplo los enlaces y las opciones se presentan separados de sus posiciones en el navegador, dando lugar a situaciones de difícil manejo, especialmente cuando había varios enlaces con el mismo nombre. Otro ejemplo era la codificación no eficiente de BrainBrowser, ya que para llegar de una a otra opción reproducía de forma lineal o serializada todas las opciones. Por último se hacía necesario el uso de redundancias en la comunicación, imprescindibles en un entorno con alta probabilidad de error. En el año 2003 surgió otro intento de Navegador Web que pretendía minimizar estas desventajas, el Brain Web Surfer [MELLINGER03]. La Figura 10 muestra este navegador. Los enlaces están coloreados (rojos y verdes) y van cambiando de color un número determinado de veces, más de las estrictamente necesarias con el objeto de introducir redundancia, mientras el paciente intenta modular su PCL negativa o positivamente según el color de interés. Al finalizar la alternación de colores el navegador se desplaza hacia el enlace seleccionado con una alta probabilidad de acierto.

Para finalizar cabe destacar un reciente intento llamado Nessi [BENSCH07], que puede verse como una evolución del Brain Web Surfer en donde se introducen elementos interactivos como e-mail o teclados virtuales.

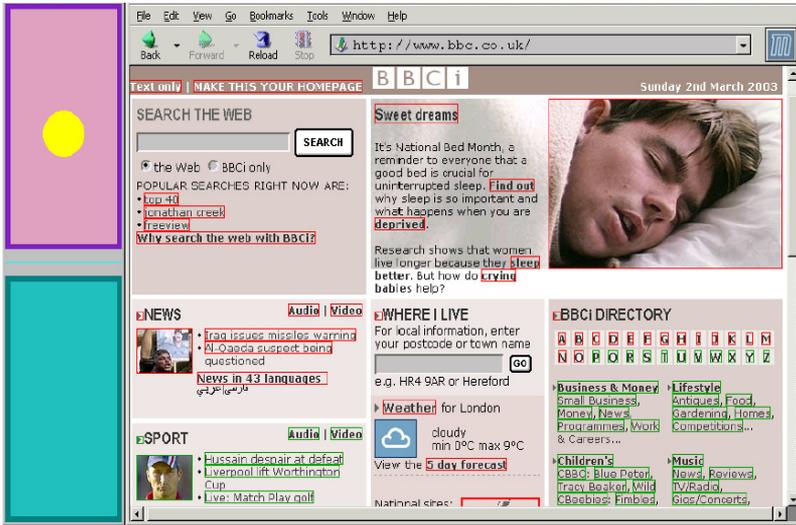


Figura 10 El navegador de Internet Brain Web Surfer. Cada enlace está marcado con un color, que corresponde a cada uno de los estados, alta o baja energía de los PCLs, con los que trabaja el TTD. A la izquierda se presenta el biofeedback sobre la energía de los PCLs. Fuente [MELLINGER03].

2.5 Ambiente inteligente vital

La Unión Europea ha manifestado en diversas ocasiones su preocupación por los efectos derivados del envejecimiento de la población. Debido a la baja tasa de natalidad y al incremento de la esperanza de vida, se prevé que para el año 2050 el número de personas mayores de 65 años en territorio europea ascienda a 20 millones. Bajo estas circunstancias el actual modelo de salud pública es inviable. Se piensa pues en un nuevo modelo en donde las TIC jueguen un papel importante en la atención sanitaria del ciudadano, permitiendo, en muchos casos, el diagnóstico, tratamiento y recuperación del paciente de forma remota sin que sea necesaria la visita física al hospital.

Junto con las redes y sistemas telemáticos, también jugaría un papel muy importante el AAL. El AAL consiste en dotar al entorno del paciente con la inteligencia suficiente para poder

predecir o anticiparse a situaciones de riesgo para evitarlas o simplemente hacerle la vida más cómoda al sujeto. El concepto de AAL no se aplica solamente a pacientes de una patología concreta, sino que, en un sentido más amplio es de aplicación a cualquier persona, en general, y a personas de avanzada edad en particular que precisen de algún tipo de supervisión o de ayuda a la hora de desenvolverse en su propia casa. Un ejemplo claro serían las personas mayores con movilidad reducida, por ejemplo en silla de ruedas o con problemas en las articulaciones debido a la osteoporosis o sobrepeso. Para ellas el desplazarse en su hogar les supone un esfuerzo extraordinario (ver Figura 11).

Los sistemas BCI pueden jugar un papel importante en este escenario, ya que están pensados para sujetos que no puedan realizar ninguna actividad muscular. Aquellas personas con movilidad reducida pueden beneficiarse de este tipo de sistemas, pudiendo combinar a voluntad los mecanismos tradicionales de comunicación con el proporcionado por el sistema BCI según le resulte más útil o cómodo. Mediante la pertinente integración de aquellos elementos sobre los que el sujeto desee actuar (electrodomésticos, Internet, controles de acceso, telefonía, alumbrado, etc...) con el sistema BCI, el sujeto podría actuar sobre todos ellos de forma remota, sin moverse de su ubicación habitual, ordenándolos a voluntad con la información extraída directamente de su actividad cerebral.



Figura 11 Entorno de operación AAL.

3 Problemas no superados

Si bien los sistemas BCI son de un gran potencial a la hora de ofrecer una mejor calidad de vida a personas con discapacidad motora, personas mayores o simplemente como divertimento o creación artística, estos sistemas presentan una serie de deficiencias que se expondrán a continuación.

3.1 Cantidad de información transmitida

En sistemas BCI se usa la ITR medida en bits por minuto (o por segundo) como medida de las prestaciones del sistema. De acuerdo con Shannon la cantidad de información que genera una fuente de información, o entropía de la fuente H definida en unidades de bits por símbolo transmitido viene definida por la Ec. 1 [SHANNON48]:

$$H(\text{bit} / \text{simbolo}) = \sum_{i=0}^1 p_i I(s_i) \quad \text{Ec. 1}$$

Siendo

$$I(s_i) = \log_2 \left(\frac{1}{p_i} \right) \quad \text{Ec. 2}$$

Donde p_i es la probabilidad de transmitir el símbolo s_i , $I(s_i)$ es la cantidad de información que transmite dicho símbolo. Para sistemas en los que existe además la probabilidad de que en recepción se cometan errores en la decodificación se aplica la siguiente ecuación [BCI1STIM00]:

$$H(\text{bit} / \text{simbolo}) = \log_2(N) + p \log_2(p) + (1-p) \log_2 \left(\frac{1-p}{N-1} \right) \quad \text{Ec. 3}$$

En donde N es el número de símbolos distintos transmitidos por la fuente, y p es la probabilidad de decodificar un símbolo correctamente en recepción. La ITR se calcula directamente como

$$ITR(\text{bps}) = \frac{H(\text{bit} / \text{simbolo})}{t_s} \quad \text{Ec. 4}$$

Donde t_s es el tiempo que se tarda en transmitir un símbolo, o lo que es lo mismo, el tiempo de un trial.

La ITR depende por tanto de la velocidad de transmisión, de la tasa de acierto en la decodificación y de la cantidad de información que transporta cada símbolo [SHANNON64]. La Figura 12 muestra distintos ITR para sistemas para un número determinado de símbolos equiprobables (N). A la izquierda, en ordenadas aparece la cantidad de bits que se transmite por cada

símbolo recibido y en abscisa la tasa de acierto en la clasificación del símbolo enviado. Por ejemplo, la ITR de un sistema BCI binario ($N=2$), con una tasa de acierto del 90% es el doble que cuando es del 80%. Este ejemplo pone de manifiesto la importancia de una clasificación correcta, ya que, mejorando su tasas solamente en 10% se consigue doblar la cantidad de información transmitida por unidad de tiempo.

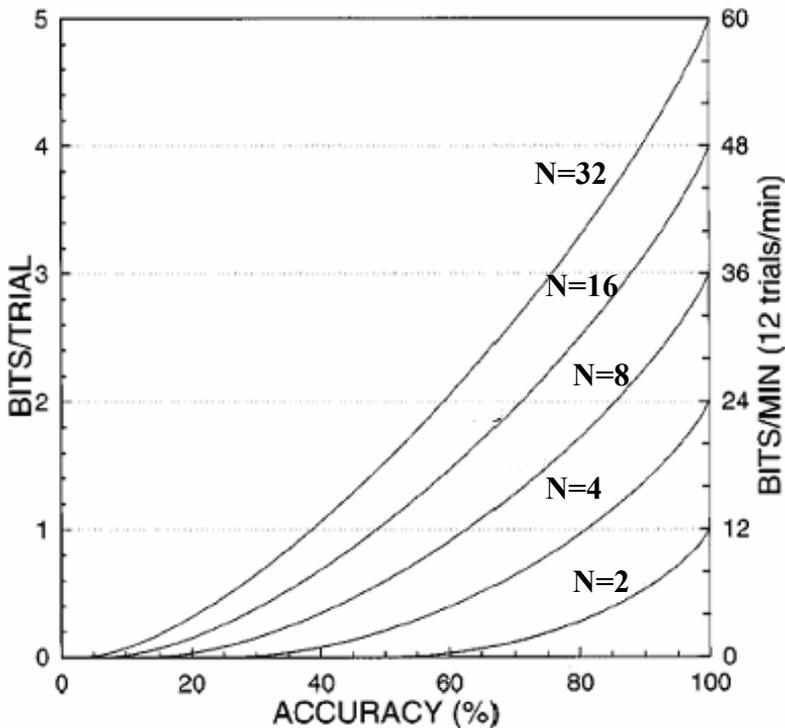


Figura 12 Curvas de ITR.

La ITR depende del número de símbolos, probabilidad de acierto y tiempo de trial. Por ejemplo para una tasa de acierto del 100%, y un tiempo de 5 segundos por trial, se obtiene una ITR de 12 bpm y 60 bpm para $N=2$ y $N=32$ respectivamente. De la misma forma y para el mismo número de símbolos, para una tasa de acierto del 50% la ITR es de 0 bpm (clasificación puramente aleatoria) y 20 bpm. Fuente [BCI1STIM00].

El BCI basado en PEVEE es uno de los que ofrece una mayor ITR. En [GAO03] se mostró un ITR de 68 bpm con una tasa de

acierto del 87%, lo cual es realmente bajo para la mayor parte de las aplicaciones que conocemos. En otro experimento [GAO02] se propuso un sistema para marcar en un teclado telefónico, en donde se tenían en cuenta los errores cometidos al marcar el número objetivo, de manera que la prueba se daba por válida cuando el número objetivo había sido marcado. En dicho experimento la tasa promedio de acierto fue de de 27 bpm. El mejor sujeto consiguió un máximo de 54 bpm y fue capaz de marcar un número correcto de 11 cifras más la tecla enter en 45 segundos sin ningún error (ver Figura 13).

La investigación hoy en día en la mejora del ITR se centra en la optimización de las técnicas de selección de caracteres, mediante el análisis de información redundante contextual y mecanismos de predicción, el uso de paradigmas multidimensionales en donde se puedan combinar distintas características para su clasificación y la mejora de la SNR.

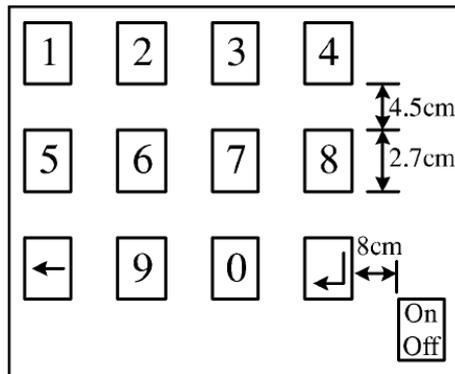


Figura 13 Teclado numérico de BCI basado en PVEE.

Muestra un teclado numérico. Cada uno genera una estimulación visual, consistente en un parpadeo a una frecuencia distinta que provoca un PEVEE a la frecuencia de estimulación. La separación entre estímulos pretende reservar la mayor parte de la visión foveal para el estímulo objetivo. Fuente [GAO02].

3.2 Alta probabilidad de error

Las señales extraídas del cerebro son muy variables entre sujetos y entre trials para un mismo sujeto. La señal de EEG es considerada no estacionaria, de ahí que métodos clásicos de análisis de señales como son Fourier ven su efectividad drásticamente reducida si no se usa adecuadamente, como es el caso del STFA [GABOR46] o se emplean técnicas combinadas espacio-temporales como es el caso de la transformada Wavelet. Cualquier estímulo no contemplado provoca una actividad cerebral interferente que empeora la SNR y por tanto la tasa de acierto.

Un ejemplo típico es el parpadeo los ojos. El parpadeo es un movimiento involuntario, muy difícil de controlar, que genera una actividad cerebral muy potente que produce un deterioro de la SNR. En la Figura 14 se aprecia un registro de EEG en donde se ha producido un parpadeo. Mediante simple inspección visual es fácil estimar el momento en el que se producen debido a la brusca variación en amplitud del EEG.

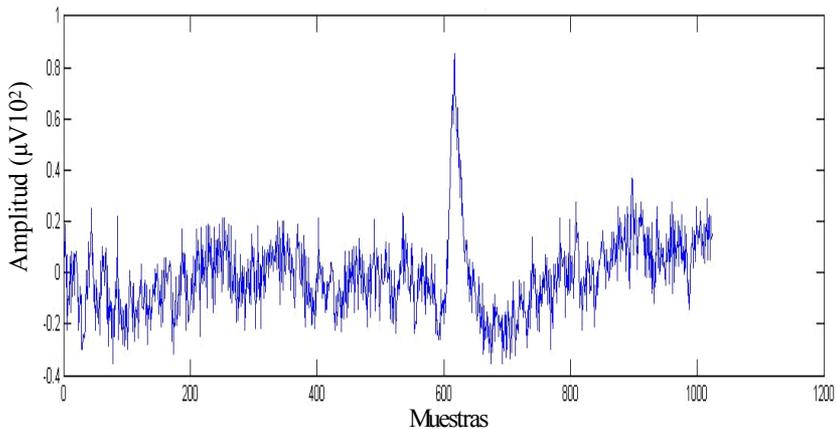


Figura 14 Presencia de un parpadeo en un registro EEG. Parpadeo producido en torno a la muestra 600 del eje de X de amplitud superior a $80 \mu V$ para una frecuencia de muestreo de 256 Hz. Se puede apreciar la naturaleza impulsiva del artefacto.

Diversas técnicas y configuraciones han sido propuestas para minimizar el efecto del parpadeo. En [KIL-SANG07] se muestra una técnica efectiva basada en el hecho de que las señales de EEG muestran en general un alto grado de autocorrelación, mientras que en [IFEACHOR88] se hace una comparativa entre estas y otras técnicas.

3.3 Autonomía

Los sistemas BCI conocidos necesitan el concurso de asistentes a la hora de la colocación y ajuste de los electrodos. Además, la mayor parte de estos sistemas BCI no pueden ser iniciados independientemente por el usuario, sino que son iniciados externamente. De no ser así estaríamos enfrentándonos al problema del "Rey Midas", en donde en ocasiones el usuario podría estar mandando señales al sistema BCI incluso sin desearlo. Esto es lo que ocurre mientras se duerme, se está en estado de inconsciencia o se está realizando una actividad cerebral que no tiene nada que ver con el control del BCI. El problema de la iniciación de un sistema BCI ha sido generalmente obviado, dejando en algunos casos como [GAO02] la posibilidad de la activación o desactivación del sistema de forma voluntaria por parte del sujeto, pero cuando éste está en estado consciente. Esta solución se muestra insatisfactoria cuando se aspira a que el sistema no pueda ser activado de forma involuntaria, por ejemplo mientras se duerme. Para solucionar el problema del ON/OFF se tendría que usar un método basado en alguna característica que estuviese presente en señales EEG en estado consciente y desapareciese durante los estados de inconsciencia.

Una solución la podemos encontrar en el campo de la anestesia. Cuando una operación requiere anestesia general, se debe monitorizar el grado de consciencia del individuo mientras se suministra la anestesia. Una falta o exceso de la anestesia podría ser tremendamente doloroso por un lado y fatal por otro. Una tecnología usada es la llamada Biespectral. Anestésistas usan esta tecnología para reducir la probabilidad de despertar de pacientes durante operaciones con anestesia general mediante un sensor colocado en la frente del paciente que registra el EEG. Se ejecuta un algoritmo para estimar el BIS, que pondera del 0 al 100 el grado de consciencia del individuo [GILSANZ06].

Otro sistema usado en anestesia, basado también en el registro de señales EEG es el de la medición de PEA de latencia media [SCHWENDER93]. La típica respuesta ante un incremento de la concentración de anestesia es el incremento en la latencia y disminución de la amplitud de varias de las componentes de PEA [ANESASA06], lo que constituye una característica única fácilmente detectable. Sin embargo este sistema es lento y requiere el uso de la técnica de promediado para mejorar la SNR. Otra posibilidad sería el uso de PEAAE, que presentan una mejor SNR y por tanto el tiempo para la determinación del grado de consciencia del individuo sería menor. Ejemplo de esta técnica son los descritos en [JIMENEZ01], [PLOURDE90].

Así, para sistema BCI basados en EEG, se podrían usar una metodología similar a la BIS o a la usada con PEA para detectar el grado de consciencia de los sujetos para una activación y desactivación óptima del sistema. Una comparativa de ambas técnicas puede ser revisada en [GAJRAJ99].

3.4 Carga cognitiva

La mayor parte de las pruebas son realizadas en laboratorios en un entorno controlado. Los usuarios pueden concentrarse en las pruebas sin distracciones. Pero el mundo real no es así en absoluto: Respuestas emocionales, interacciones con otros individuos, distintas actividades cerebrales, etc. influyen alterando las condiciones de trabajo de los BCI.

Un cuidado diseño del paradigma del BCI es crucial para no fatigar al sujeto innecesariamente. Trials de larga duración pueden aumentar la probabilidad de acierto, pero pueden causar fatiga al sujeto. Se debe tener sumo cuidado en el diseño de la duración de la sesión, trial y descanso entre trials.

Actualmente se investigan los efectos de la carga cognitiva sobre las eficacia de los sistemas BCI para determinar si éstos pueden ser usados por los usuarios en su día a día. En [KOHLMORGEN07] se hace un estudio sobre la carga de trabajo mental mientras se conduce. Con ello se pretende el desarrollo de un sistema capaz de medir con presión dicha carga y mitigarla según la necesidad de la conducción. El estudio se realizó en un entorno real, conduciendo un coche en una autovía a 100Km/h aproximadamente en donde, junto con la tarea principal de la conducción se proponían otras dos tareas. La segunda consistía

en la presentación de las palabras izquierda y derecha. La misión del conductor era presionar su botón correspondiente lo antes posible. La tercera tarea se diseñó para introducir una alta carga mental mediante la realización de cálculos matemáticos. La medida de la carga mental se hace en función de dos factores: Uno, la precisión con la que se ejecuta la tarea y la presencia de errores, dos, el tiempo de reacción necesario para cumplir la tarea.

A la vista de los resultados se concluye que es posible el desarrollo de un sistema capaz de detectar la carga de trabajo en tiempo real y actuar sobre el entorno reduciendo elementos distractores según necesidad. A mayor carga mental mayor tiempo de reacción y este hecho puede ser vital, por ejemplo, conduciendo.

3.5 Esfuerzos en la homogeneización de sistemas BCI

Uno de los problemas que cualquier investigador se encuentra en el campo de los BCI es precisamente encontrar un modelo unificado del sistema, terminología y técnicas usadas para comprobar y comparar la eficacia del mismo. Parte de culpa la tiene la propia naturaleza de los sistemas BCI, que es multidisciplinar, comprendiendo los campos de la neurociencia, psicología, fisiología, ingeniería, rehabilitación y medicina. Algunos autores como [MASON03] han propuesto un sistema funcional abierto que facilita esta comparación. El modelo de BCI es el presentado en la Figura 15.

La Figura 15 muestra un sistema genérico BCI en donde un usuario controla un dispositivo a través de una serie de componentes funcionales. El usuario supervisa el estado del dispositivo para medir el resultado del esfuerzo por controlarlo. Esta es la técnica del biofeedback. Aunque en un sentido amplio de los sistemas BCI el usuario puede controlar varios dispositivos, en este modelo funcional sólo se considera uno por simplicidad.

Todo aquello que quede entre el usuario y el dispositivo a ser controlado será considerado la interfaz BCI.

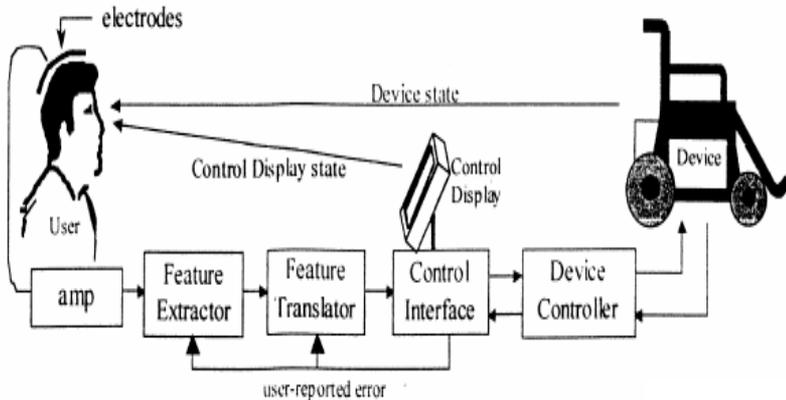


Figura 15 Componentes funcionales de un sistema completo BCI. Componentes funcionales de un sistema completo BCI interconectados en bucle. Está compuesto por un módulo amplificador y acondicionador de la señal, un módulo extractor de la característica, un módulo clasificador o conversor de la característica a comandos, un controlador de la interfaz y un driver capaz de interactuar sobre un dispositivo concreto. El bucle se cierra mediante el uso del biofeedback con la ayuda de un monitor de estado. Fuente [MASON03].

A continuación se definen los bloques funcionales:

- Usuario: El usuario es la persona que controla el sistema BCI. El usuario modifica intencionadamente su actividad cerebral con el objeto de generar señales de control.
- Sondas: Estas sondas captan la actividad cerebral y la convierten en corrientes eléctricas. Existen diversos tipos de sondas: intercortical, intercraneal o superficiales.
- Amplificador: Este bloque amplifica y filtra la señal extraída mediante las sondas.
- Detector de característica: Recoge la señal filtrada y amplificada del bloque amplificador y extrae aquella

información que es de utilidad para el control del sistema BCI. En terminología usada por los investigadores en reconocimiento de patrones, la salida de este bloque se llama vector de característica. Un ejemplo del uso de este bloque, para el caso de que el usuario estuviese controlando el sistema BCI a través de la potencia de los ritmos mu y beta, sería la continua generación de un vector de características conteniendo la potencia espectral para ambos ritmos.

- Traductor de característica: Realiza la clasificación del vector de característica, transformándolo en señales de control independientes del dispositivo. Como ejemplo podrían establecerse unos umbrales de potencia para los ritmos mu y beta para discriminar la ausencia o presencia de dichos ritmos. La salida del Traductor de característica podría ser un vector con valores binarios que reflejen esta ausencia o presencia de señales.
- Interfaz de Control: Toma la salida del traductor de características y lo transforma en comandos de ejecución para el tipo de dispositivo al que el sistema BCI está conectado. Este interfaz de control puede disponer de un Monitor de Control. Su misión es mostrar la interpretación de las señales de control del usuario. Por ejemplo, y en el caso de que el dispositivo a controlar fuese una silla de ruedas, la información mostrada por el monitor de control sería "avance", "paro", "giro derecha", etc...
- Controlador del dispositivo: Transforma las órdenes del Interfaz de Control en las señales eléctricas necesarias para la ejecución de dichas órdenes en el dispositivo específico. Este controlador puede residir internamente en el dispositivo o ser un módulo independiente.
- Dispositivo: Hay una gran variedad de dispositivos: Ordenadores, TV, sintetizadores de voz, prótesis neuronales, sillas de ruedas, etc... Estos dispositivos pueden ser tanto reales como virtuales.
- Entorno de operación: Con este término nos referiremos al entorno físico (habitación, temperatura, ruido, objetos, personas, etc...) en el cual se desarrolla la actividad con el sistema BCI. En un laboratorio el entorno físico es fácilmente controlable, pero en la vida real, puede afectar de forma que el sistema BCI pueda no ser manejable.

Este mismo autor propone un formulario común para la descripción del sistema BCI que puede ser usado a la hora de catalogar y comparar distintos sistemas (ver Anexo B).

4 Tipos de BCI

Los sistemas BCI pueden clasificarse atendiendo a distintas características como son su naturaleza invasiva, si necesitan de estimulación externa, por el tipo de característica usada y, finalmente, si necesitan de un periodo de preparación anterior a la realización de la tarea mental o no, es decir si son síncronos o asíncronos.

Todos los BCI presentan todas estas características. Sin embargo suele haber una que lo caracteriza.

4.1 Por el uso de técnicas invasivas

La clasificación más simple que existe para los tipos de BCI se establece, desde un punto de vista quirúrgico, entre los invasivos y no invasivos. Las ventajas y características de unos y otros las podemos ver en la Figura 16.

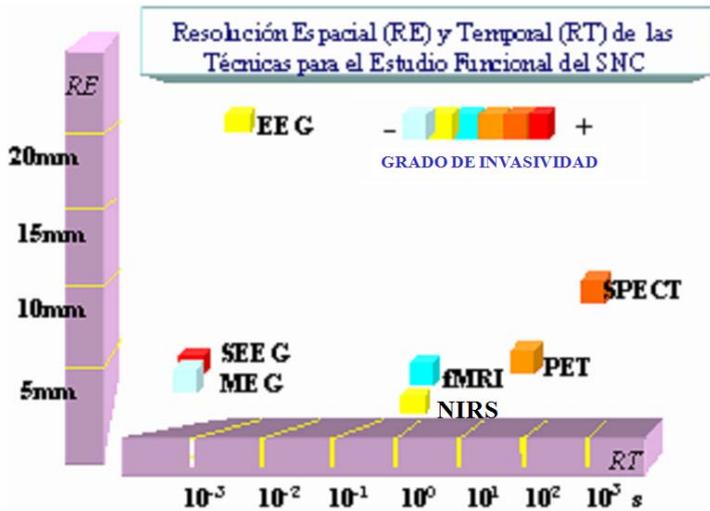


Figura 16 Tecnologías para el registro de la actividad cerebral. Distintas técnicas para el registro de la actividad cerebral en función de su invasividad y la resolución espacial y temporal que obtienen. De entre todos ellos el más popular en BCI es el EEG, por su buena resolución temporal y mínima invasividad.

4.1.1 Métodos invasivos

Uno de los primeros autores en usar electrodos implantados en el cerebro de animales para el control de sistemas externos fue Nicolelis [NICOLELIS02].

Los BCI pueden beneficiarse del registro de actividad con electrodos situados dentro del cráneo, como es el caso del ECoG. Pioneros del ECoG fueron en la década de los 50s los neurocirujanos Wilder Penfield y Herbert Jasper para el tratamiento de enfermos de epilepsia. La ECoG trata de registrar la actividad eléctrica de la corteza cerebral, mediante la colocación sobre su superficie de electrodos internos conectados a un electroencefalógrafo. Es un EEG en donde se utilizan electrodos quirúrgicos como implantes. Al necesitar de cirugía, este método es más difícil de usar, aunque se obtiene una mejor SNR y podemos centrar nuestro análisis en grupos de neuronas concretos.

Las ventajas sobre métodos no invasivos son, que los electrodos quedan fijados de forma permanente, por lo que no es necesario invertir tiempo en su preparación antes de cada sesión de BCI. Además permite el registro de la banda gamma [LEBEDEV06] que algunos autores han demostrado ser una característica válida para mejorar las prestaciones de un BCI en el rango [24.37] Hz [RAMASWAMY06]. El grupo de neuronas sobre las que se puede actuar es más concreto, es decir, se produce un filtrado espacial más efectivo y selectivo del grupo neuronal objeto de la medida. De esta forma, otros artefactos como señales provenientes de EMG o movimientos oculares se filtran más fácilmente. También hay que destacar que la señal registrada en el EcoG está en el rango de los milivoltios, mientras que la del EEG está en el de los microvoltios, obteniendo una mejor SNR. Esta ventaja en la mejor SNR lleva a un menor tiempo de entrenamiento, mayor ITR y mayor probabilidad de acierto en la clasificación. La interfaz es menos visible y más cómoda que un gorro de EEG. Como inconvenientes está el hecho de necesitar de una operación quirúrgica y sus riesgos asociados y el hecho de que la vida útil de los electrodos es limitada. También la poca disponibilidad de personas, a menos que ya tengan los electrodos implantados como parte de otro tratamiento. Comparativas entre el uso de EcoG y EEG pueden consultarse en [GRAIMANN05].



Figura 17 BrainGate.

Imagen del BrainGate sobre un modelo de cabeza. Consiste en una matriz de electrodos implantada en la cabeza que permite monitorizar en una pequeña región la actividad cerebral y convierte la intención del sujeto en comandos para ordenador.

Un prototipo experimental de sistema BCI invasivo de electrodos penetrantes es el BrainGate, desarrollando por Cyberkinetics Neurotechnology Systems (ver Figura 17).

BrainGate es una plataforma tecnológica para la medida, transmisión, análisis y aplicación del "lenguaje" de las neuronas, pensado para personas con deficiencias motoras graves como por ejemplo enfermos de ELA o lesiones en la médula espinal. El sistema consiste en un chip implantado en el cerebro con 96 electrodos del grosor de un cabello que registra el comportamiento de neuronas encargadas de movimientos específicos del paciente, como por ejemplo mover un brazo, y un dispositivo que analiza las señales extraídas del cerebro y las convierte en órdenes para dispositivos actuadores, como por ejemplo un brazo robot o una silla de ruedas. Como condición necesaria para el correcto funcionamiento es que la capacidad cognitiva del cerebro permanezca intacta.



Figura 18. Equipamiento médico para la realización de un PET.

Otro ejemplo de métodos invasivos es la tomografía por emisión de Positrones, PET (ver Figura 18). El PET está basado en la medicina nuclear, capaz de generar imágenes en 3D de procesos en el interior del cuerpo humano. La técnica consiste en la detección y seguimiento de los positrones emitidos por una partícula radioactiva (radionúclido o trazador radioactivo)

añadida a la glucosa y que se produce durante su metabolización por las neuronas en el cerebro. Durante la emisión de positrones se generan los rayos gama, que luego serán detectados por el escáner. Una computadora analiza los rayos gama y utiliza la información para crear un mapa de imagen del órgano o tejido en estudio. La cantidad de radionúclidos concentrados en el tejido afecta el brillo con el que aparece el tejido en la imagen e indica el nivel de funcionalidad del órgano o tejido [UNIVIR].

Entre las ventajas del PET está la alta resolución espacial, en el orden de milímetros, aunque con una resolución temporal muy pobre. Entre las desventajas se encuentra el costoso equipamiento necesario para su realización, la necesidad de personal especializado y por supuesto los efectos radioactivos.

4.1.2 Métodos no invasivos

Aquellos métodos que no suponen riesgo alguno para el paciente, como lo es el uso de la cirugía, implantes, etc... Entre ellos están EEG, MEG, fMRI y NIRS. Si duda de todas ellas la más importante, sencilla y económica en la actualidad es la EEG.

Es el método más sencillo para detectar señales provenientes de la corteza cerebral. La EEG se basa en el principio de que las corrientes de naturaleza iónica, presentes en la corteza cerebral, producto de la actividad local de poblaciones neuronas pueden ser registradas para su análisis mediante el uso de electrodos superficiales extracraneales. Para ello previamente estas corrientes iónicas deben ser convertidas a eléctricas, condición necesaria para que los electrodos metálicos puedan transportar la corriente hasta el amplificador de instrumentación. Para maximizar la eficiencia de la transducción iónica a eléctrica se suele usar un electrolito en contacto con la piel y un electrodo de oro, plata o un derivado químico (AgCl).

En cuanto a la fijación de los electrodos a la cabeza hay distintas técnicas. La Figura 19 muestra algunos ejemplos. Una técnica sencilla consiste en el uso de un gorro con una serie de agujeros en donde ajustar mediante rosca los electrodos. Esta técnica tiene el inconveniente de tener que ajustar uno a uno cada electrodo, junto con el gel electrolito, por lo que sólo se puede considerar para un número bajo de electrodos. Una versión mejorada, Electrocap, dispone de los electrodos ya integrados en el gorro y de un sistema cómodo de aplicación del gel. Existen también redes de sensores, como el SensorNet de

EGI. Este último consiste en una red elástica que se ajusta a la cabeza de cada sujeto con un número muy elevado de sensores (hasta 250) .Todos se colocan al mismo tiempo, por lo que es ideal para realización de registros en donde se requiere un mapa de actividad cerebral con resolución próxima a 1 cm.



Figura 19 Sistemas de sujeción de electrodos EEG. De izquierda a derecha. Electrodo usado en un gorro EEG con agujeros y rosca, el Electrocap y el SensorNet de EGI

El uso de gorros o redes de sensores es de utilidad en aplicaciones médicas, donde el paciente está controlado y asistido por un profesional médico. Sin embargo este tipo de interfaz es poco atractivo en el ámbito del entretenimiento. En este caso lo ideal sería poder disponer de un sistema rápido, cómodo y portátil para el registro del EEG. A ello ha contribuido empresas, como NerusoSky y Emotiv, desarrollando cascos específicos para el sector del entretenimiento (ver Figura 20).



Figura 20 Sistemas comerciales BCI: Emotiv y Neurosky. A la izquierda el dispositivo desarrollado por Emotiv para la captura y procesamiento de señales EEG. A la derecha el desarrollado por Neurosky, ambos con tecnología inalámbrica.

Para evitar el engorroso uso del gel se ha desarrollado la tecnología llamada Dry-Active Sensor [FONSECA07], caracterizada por ser no invasiva, de formato pequeño, no necesitar geles para la colocación de los sensores sobre la cabeza y por su eficacia.

Sin embargo y pese a la gran evolución en el sistema de registro del EEG, éste presenta en general varios problemas, como son una baja SNR, la presencia de artefactos producidos por movimientos involuntarios como la respiración o movimientos faciales (especialmente del movimiento de los ojos o pestañeo e ingestión de saliva).

La MEG es una técnica no invasiva, que mide los campos magnéticos generados por el flujo de corriente producido en nuestro cerebro. Este tipo de medida directa de la actividad neuronal permite obtener mapas de la actividad cerebral con una alta resolución espacial y una alta resolución temporal del orden de los milisegundos. Esta excelente combinación espacio-temporal convierte a la MEG en una técnica ideal para el estudio de las funciones cognitivas. El hecho de que el cráneo tenga una muy baja conductividad eléctrica pero sea transparente a las ondas magnéticas se refleja en dos ventajas considerables respecto a la EEG: La no necesidad de electrodos en contacto con la piel y mayor nivel de señal a medir. Sin embargo los costos de los equipos de MEG son muy superiores a los de EEG, haciendo en algunos casos su uso prohibitivo.

En [KAUHANEN06] se hace un estudio comparativo de un BCI basado en EEG y MEG con análisis del ritmo sensorimotor, arrojando ambos prestaciones similares. Otros estudios pueden consultarse en [KAUHANEN06a],[LAL05].



Figura 21 Sujeto durante la realización de una MEG.

El NIRS se puede considerar una herramienta novedosa de adquisición de actividad cerebral de utilidad en BCI. Esta técnica se basa en la medida del infrarrojo mediante métodos ópticos para la localización de fuentes de actividad cerebral. Es una técnica poco invasiva, y portable, existiendo en la actualidad sistemas inalámbricos [MUEHLEMANN08] que la hacen cómoda y segura.

Su funcionamiento se basa en la detección mediante medios ópticos de concentraciones de hemoglobina en sangre, que está directamente relacionada con la actividad cerebral. Para ciertas longitudes de onda [650..900] nm la luz es capaz de penetrar las capas más externas de la cabeza. La luz que entra en la cabeza sufrirá una serie de fenómenos, como son absorción, difracción y reflexión. La cantidad de luz reflejada, absorbida y dispersada dependen de la cantidad de oxígeno que se encuentre a su paso, y ésta a su vez dependerá de la actividad cerebral localizada en esa zona. La luz reflejada podrá ser capturada y analizada en el exterior. Estudios demuestran que la luz reflejada puede provenir de hasta 2 cm. dentro de la cabeza [ROLFE00]. Por tanto el principio en el que se basa el NIRS es en el estudio de la atenuación de la luz reflejada de las capas más superficiales de la cabeza

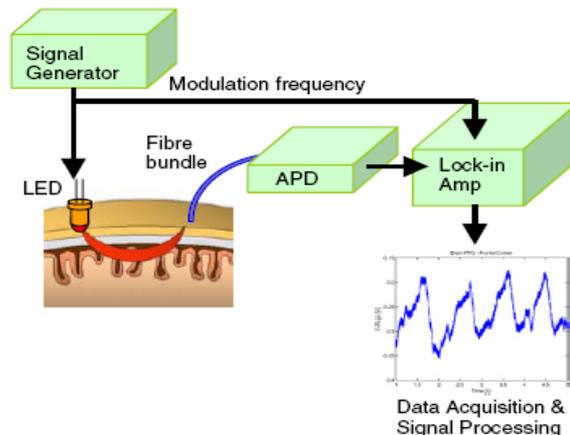


Figura 22 Sistema NIRS. Fuente [COYLE07].

Debido a su portabilidad el NIRS podría en algunos casos hacer la función del fMRI aunque sus prestaciones están limitadas a las capas más externas del cortex.

La Figura 22 muestra un ejemplo de toma de medidas de un fNIRS. Mediante el uso de un generador de señales, un LED de longitud de onda apropiado es modulado a una cierta frecuencia y es puesto en contacto con la superficie de la cabeza. Después una fibra óptica transportará la luz reflejada hasta un fotodiodo de avalancha que hará la conversión optoeléctrica. Finalmente un sistema basado en PLL demodulará la señal recibida para su posterior procesamiento en formato digital. Una revisión histórica de este sistema puede verse en [WOLF07].

En los siguientes apartados nos vamos a referir fundamentalmente a BCI no invasivos basados en EEG, ya que se trata del más extendido en la actualidad.

4.2 Por el uso de estimulación

En cuanto a la naturaleza de las causas que provocan los distintos patrones de actividad cerebral podemos clasificarlas en endógenas y exógenas.

4.2.1 Endógenos

Los BCI de naturaleza endógena son aquellos que no necesitan de ningún tipo de estimulación externa para la generación de la actividad cerebral necesaria para su funcionamiento. Por ejemplo, un BCI basado en la modulación voluntaria por parte del sujeto de la energía en banda alfa o la imaginación motora basado en bandas mu y beta [KRUSIENSKI07] sería de tipo endógeno, ya que no necesita el concurso de ninguno de los sentidos para llevar a cabo la operación. Mediante técnicas de relajación el sujeto puede elevar su energía en banda alfa y mediante la realización de alguna tarea cognitiva (recuerdos, operaciones matemáticas, etc...) puede disminuirla. Un ejemplo de este tipo de BCI lo podemos encontrar en [PINEDA03].

De entre todos los sistemas BCI de tipo endógeno, uno de

los más populares es el TTD, basado en la modulación voluntaria de los PCLs, desarrollado en la Universidad de Tübingen [BIRBAUMER00].

4.2.2 Exógenos

Los sistemas BCI de naturaleza exógena son aquellos que necesitan de estimulación externa para producir una serie de respuestas fisiológicas que serán moduladas de forma voluntaria por el sujeto mediante tareas cognitivas. La modulación voluntaria de estas respuestas fisiológicas causa distintos patrones de actividad cerebral que serán usados en el BCI. Generalmente se presenta al sujeto de forma simultánea un conjunto de estímulos distintos, cada uno de los cuales evoca una respuesta fisiológica distinta. Cada estímulo representa un comando o código. El paciente mediante alguna actividad cognitiva es capaz de modular la respuesta fisiológica del estímulo objetivo y así se reconoce el código que el sujeto quiere comunicar. Un ejemplo de este tipo de BCI son los basados en el PEVEE [ALLISON03]. Otro ejemplo sería de BCI de tipo exógeno es el basado en el P300 y el uso de un paradigma de tipo Oddball. Este paradigma se basa en el reconocimiento, de entre una serie de estímulos idénticos o no relevantes aquél distinto o de interés. En la literatura existen ejemplos al respecto [KARLOVSKII07], [NIJBOER08].

Entre las ventajas de los endógenos están el que pueden ser útiles en pacientes en estadios avanzados de ELA o que tengan los órganos sensoriales afectados, principalmente los relacionados con la visión y el oído. En esta situación la capacidad para procesar estímulos externos está limitada. Por ejemplo en estados avanzados de ELA la facultad para prestar atención visual es muy limitada, incluso la focalización correcta del estímulo de interés, sobre todo si este es visual, resulta difícil.

Esta clasificación merece la pena destacarla a la luz de la controversia entre investigadores de sistemas BCI. Algunos opinan que los BCI de naturaleza exógena no son BCI puros, o ni siquiera pueden ser considerados BCI. El motivo es que, puesto que necesitan de estimulación externa, casi siempre tipo visual, requieren que el sujeto sea capaz de dirigir la mirada hacia los distintos estímulos que se presentan, produciendo un movimiento muscular de los ojos. Esto se contradice con la propia definición

de BCI, que acota el uso del sistema a la realización de movimientos musculares. Otra consideración es que el conjunto de órdenes o comandos que el sujeto podría comunicar está reducido a una elección de entre el conjunto de estímulos que son presentados al sujeto. Algunos investigadores opinan que un BCI puro debería poder producir cualquier tipo de comando, orden o código, sin que éste estuviera previamente acotado a un conjunto reducido.

Sin embargo el estricto seguimiento de estas reflexiones nos llevaría al absurdo de no poder considerar, hoy en día, a ninguno de los sistemas BCI como tal. En primer lugar todos los BCI publicados hasta la fecha usan la técnica del biofeedback, necesaria para una comunicación plena. Si el paciente no conociera el resultado de sus acciones no podría comunicarse ya que no sabría en qué estado de la comunicación se encuentra. Este sería el caso de que una persona cualquiera que intentara construir una frase sacando letras de una bolsa con los ojos cerrados. Si cada vez que saca una letra no estuviera segura de si la letra que ha sacado es la correcta o no, no sabría si debería sacar la siguiente letra o descartarla hasta encontrar la que necesita. Otra comparación sería el naufrago en una isla que envía mensajes en una botella con la esperanza de que alguien los reciba y pueda socorrerlo. Su estrategia consistiría en enviar tantos mensajes como pudiera, ya que no puede saber si la ayuda está en camino. Por tanto sin biofeedback no hay posibilidad de comunicación y sin estimulación externa no existe biofeedback. En resumen, todos los BCI necesitan de estimulación externa y por tanto tienen cierta naturaleza exógena. Por otro lado, los BCI endógenos tienen implícitamente también acotado el conjunto de códigos que pueden transmitir. Por ejemplo el navegador Web basado en PCLs [BENSCH07], pese a ser de naturaleza endógena, permite visitar un único link cada vez de entre una serie de links propuestos en la página Web, o el TTD usado para la escritura libre se basa en el uso de un árbol de decisión binaria formado por las letras del alfabeto subdivididas en mitades. Para finalizar y como tercer argumento, decir que los movimientos musculares que se producen en BCI exógenos con estimulación visual también se producen en los endógenos cuando el Biofeedback es también de tipo visual. Es por estos tres argumentos por los que de seguir estrictamente la definición de sistema BCI, ninguno de los existentes en la actualidad podría ser considerado propiamente como tal.

Una solución de compromiso sería el uso de un BCI en donde tanto la estimulación como el biofeedback son de tipo

auditivo. En este caso no haría falta ningún movimiento muscular y sería aplicable incluso para pacientes en estado avanzado de ELA. Sin embargo este tipo de BCI ha alcanzado unas bajas prestaciones, en comparación con aquellos basados en estimulación visual (ver Figura 44, en la sección 7.2.3).

4.3 Por la características EEG

4.3.1 Sistemas BCI basados en potenciales corticales lentos

Los sistemas BCI basados en PCLs se fundamentan en la teoría de la regulación voluntaria en el nivel promedio de EEG por parte del individuo [BIRBAUMER90] que puede apreciarse en intervalos superiores a los 5 segundos y componentes espectrales entre 0.1 Hz a 1 Hz.

Desde un punto de vista fisiológico, los potenciales corticales lentos, se registran en el tálamo, e indican la activación de las neuronas corticales superiores del sistema reticular ascendente y talámico. Multitud de estudios, demuestran que los humanos somos capaces de adquirir el control de estos potenciales corticales y otros ritmos de actividad cerebral como la banda alfa con la ayuda de técnicas de biofeedback [CONDE02], [KAMIYA69], [WALSH07].

Así los pacientes pueden producir desplazamientos positivos o negativos en el EEG después de un entrenamiento prolongado (puede llegar a durar varios meses). Si bien los potenciales corticales lentos pueden modularse en distintas partes del cerebro, es con frecuencia en posiciones centrales donde se registra la mayor variación.

Este tipo de BCI requiere que el sujeto, de forma voluntaria, regule su actividad cerebral, generalmente usando un paradigma de tipo binario en el que suele haber dos fases, una de preparación o atención seguida de una activa durante la cual se le pide al sujeto que realice una actividad mental concreta, por ejemplo mover un cursor hacia arriba o hacia abajo basándose en estados emocionales o imaginación. Al final de la fase preparatoria se toma una medida del nivel de EEG que servirá como umbral comparativo para tomar decisiones al final de la

fase activa. La Figura 23 muestra un ejemplo aclarativo.

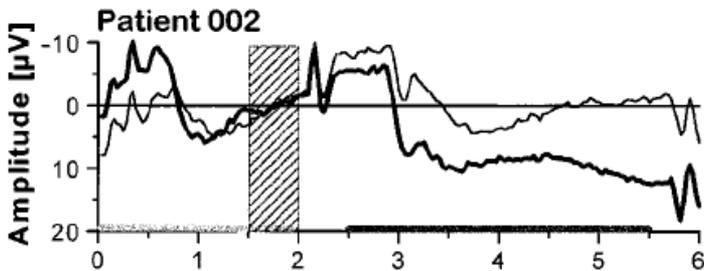


Figura 23 Registro EEG de un BCI basado en PCL. PCL promedio de un paciente durante 700 trials para las fases de preparación (izquierda del rectángulo) toma del umbral de comparación (rectángulo) y fase activa (derecha del rectángulo). Durante la fase activa, la línea gruesa indica una elección binaria (positividad cortical) mientras que la línea fina indica la opuesta (negatividad cortical). Fuente [BIRBAUMEROO].

Se suele registrar el umbral de comparación durante un tiempo inferior a 1 segundo. A continuación se registra el nivel de EEG durante la fase activa dando lugar a una decisión binaria: EL nivel puede ser mayor o menor que el umbral de comparación.

Los PCLs negativos están relacionados con movimiento y otras funciones causantes de activación cortical, mientras que los positivos se asocian a la reducción de actividad cortical. Un sujeto puede aprender a producir los PCLs en una dirección eléctricamente positiva o negativa con la ayuda de un biofeedback adecuado.

Los PCLs muestran las siguientes componentes:

- CNV (contingent negative variation).
- PINV (post imperative negative variation).
- SPN (stimulus preceding negativity).
- RP (readiness potential).

Antes de usar este tipo de BCI para, por ejemplo, la escritura libre, los pacientes deben someterse a un entrenamiento exhaustivo en el que se debe garantizar un mínimo de estabilidad en la tasa de acierto, en torno al 75%

[BIRBAUMER99]. Esto puede llevar varios meses de entrenamiento, con 1 ó 2 días a la semana, de 7 a 12 ejecuciones por día y entre 70 y 100 trials por ejecución [PERELMOUTER99].

La aplicación pionera de este tipo de BCI fue publicada en 1999 en la revista Nature por el profesor Birbaumer, en donde se mostró una carta escrita por un paciente en estado vegetativo usando el llamado dispositivo para la traducción del pensamiento TTD.

Típicos usos de PLCs en BCI son los dados por Niels Birbaumer en [BIRBAUMER00]. El usó el TTD para comunicarse con cinco pacientes que padecían un avanzado estado de ELA. Algunos de ellos necesitaban de respiración artificial y eran alimentados de forma artificial. El TTD usaba los PCLs para elegir letras o palabras de un programa de lenguaje. Este programa subdividía el alfabeto en dos mitades que se presentan sucesivamente en la parte de debajo de la pantalla durante varios segundos. Si el sujeto elegía una de las dos mitades, mediante un desplazamiento bien positivo o negativo del PCL, para la mitad elegida se volvía a dividir en otra mitad y así sucesivamente hasta que al final se elegía una sola letra. En ese instante aparecían otras dos opciones, una para aceptar y otra para rechazar. Así se pudieron formar palabras con un rendimiento de 0,15-3 letras por minuto [WOLPAW02], [BIRBAUMER00].

Después de un entrenamiento previo, en donde el sujeto aprendía a modular tanto positiva como negativamente sus PCLs de forma voluntaria, de los 5 pacientes iniciales, 3 consiguieron un control fiable del sistema y pudieron escribir frases. El tiempo necesario para escribir una letra era de unos 2 minutos, debido a la gran cantidad de trials y promediado que se necesitaba para poder obtener unas tasas de acierto aceptables para la escritura libre por encima del 70% de promedio (ver Figura 24)

Los sistemas BCI basados en PCL son por su naturaleza de tipo binario. Intentos posteriores por conseguir un paradigma multidimensional en el que puedan usarse varios estados mentales se mostraron difíciles de controlar. Se presentaron algunas versiones del TTD con control en dos dimensiones, asociando los desplazamientos del EEG positivos o negativos medidos sobre la posición Cz al movimiento vertical de un cursor, mientras que el movimiento horizontal se basó en las asimetrías entre los registros en el hemisferio izquierdo y derecho medidos en las posiciones C3 y C4 [KUBLER99] (ver Figura 25).

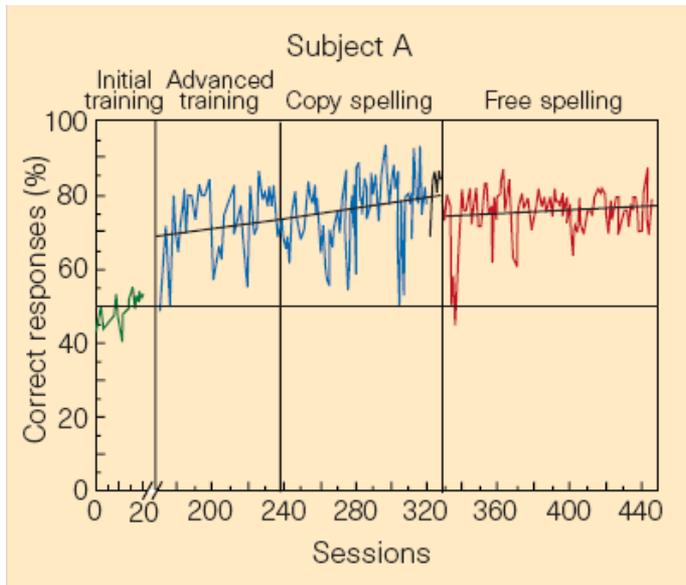


Figura 24 Evolución de la tasa de acierto con el entrenamiento. De izquierda a derecha las tasas de acierto para uno de los sujetos en las fases de entrenamiento, copia de letras y escritura libre. Fuente [BIRBAUMER99].

Pese a la limitación Sin embargo, el control sencillo de los PCLs puede realizarse por cualquier persona, a diferencia de otros sistemas BCI, como el basado en el potencial P300 que se ha mostrado eficaz sólo en el 50% de la población aproximadamente.

Actualmente se trabaja en técnicas complementarias en las que se puede simultáneamente trabajar con los potenciales corticales lentos y el ritmo mu usando feedback visual, auditivo e incluso táctil.

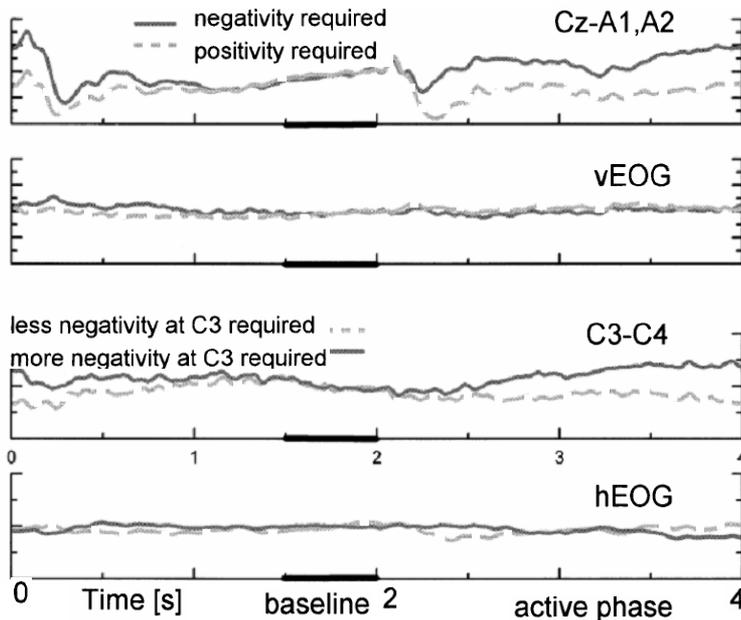


Figura 25 BCI de dos dimensiones basado en PCL.

En la primera y tercera gráfica el PCL medido en las posiciones Cz y como diferencia C3-C4 respectivamente. Debajo de cada una aparece el registro de control de movimiento horizontal (hEOG) y vertical (vEOG) de los ojos, que muestra nula actividad. Los datos son el promedio de todos los sujetos bajo experimentación. Fuente [KUBLER99].

4.3.2 Sistemas BCI basados en ritmos de actividad cerebral

Al realizar un EEG, se observa una serie de señales de pequeña amplitud en la banda de los 0.5 a los 100 Hz. Estas señales son producto de la actividad de millones de neuronas actuando simultáneamente. Este comportamiento neuronal produce una sincronía perceptible en forma de ciertos ritmos de baja frecuencia. Generalmente estos ritmos no tienen una forma definida y se puede asociar su presencia a ciertos estados mentales, como sueño, excitación etc... También existen ritmos que se asocian con ciertas enfermedades, como la epilepsia.

La Tabla 1 presenta un resumen de los ritmos más frecuentes y sus características.

Uno de los usos del ritmo alfa para un BCI fue para realizar un sistema de comunicaciones basado en el código Morse. Dada la naturaleza binaria de la clasificación de este tipo de BCI, puede ser utilizado para operaciones de apagado o encendido o de activación de alarmas. Sin embargo son pocos los estudios sobre el uso de la banda alfa en sistemas BCI.

Onda	Frec. (Hz)	Comentarios
alfa	8-13	Una definición formal es la de un ritmo entre los 8-13 Hz que ocurre durante estados de vigilia, sobre regiones posteriores de la cabeza, generalmente de gran amplitud sobre las zonas occipitales. Esta amplitud es variable pero generalmente no mayor de 50 microvoltios. En adultos se observa al cerrar los ojos o en estados de relajación y poca actividad mental. Esta amplitud disminuye durante la atención, especialmente visual, y el esfuerzo mental.
beta	13-30	De amplitud algo menor que la alfa, se localiza en zona Parietal y Frontal. Más acusada cuando alfa está bloqueada o en actividad mental intensa o estados de máxima alerta. A veces va asociada con el ritmo mu.
theta	4-7	Se localiza en zona parietal-temporal. Se presenta en estados de somnolencia o de tensión emocional.
delta	0.5-4	Presente en niños menores de 1 año y en adultos mientras duermen. No es por tanto de utilidad en sistemas BCI
mu	10	De frecuencia y amplitud similar al ritmo alfa. Generado por el área sensorimotor, por lo que es en la zona central superior (posiciones C3, Cz y C4 del Sistema Internacional 10-20) donde se detecta más claramente. Está presente en estados de reposo mientras que su amplitud disminuye durante la realización de movimientos o su imaginación.

Tabla 1 Distintos ritmos EEG de baja frecuencia.

Buena parte de los modelos BCI basados en ritmos EEG centran sus esfuerzos en la modulación de la amplitud de los ritmos mu o beta, debido a la facilidad para ejercer control sobre dichos ritmos mediante la conmutación entre los estados de relajación y actividad motora real o imaginativa.

Existe multitud de estudios sobre el uso del ritmo sensorimotor que incluyen los ritmos, mu, beta y gamma, registrados sobre zonas del cortex motor y sensorial (C3, Cz y C4) y la zona parietal, especialmente con pacientes de ELA.

Los sistemas BCI basados en este ritmo usan generalmente un paradigma de tipo binario. La clasificación se realiza en base a la presencia o no de este ritmo en el EEG. Al igual que en los PCLs (ver Figura 23), se necesita de una fase de preparación, un umbral de comparación, estimado inmediatamente antes de la zona activa, y, finalmente, una zona activa o de decisión. Así valores en potencia de este ritmo superiores o inferiores al umbral serán considerados como presencia o ausencia de ritmo respectivamente.

La forma en la que los pacientes consiguen modular la potencia de este ritmo se basa en una ERD cuando se va a realizar un movimiento, al realizarse o cuando se tiene la intención de realizarlo, y una ERS cuando el movimiento o su intención cesan o simplemente durante estados de relajación. [PFURTSCHELLER99].

El ritmo mu se produce alrededor de los 10 Hz, y se localiza principalmente sobre las posiciones C3, Cz y C4 del sistema Internacional de Referencia 10-20 [JASPER58]. Esta banda puede ser modulada de forma voluntaria por sujetos después de un cierto entrenamiento. Esta actividad se hace visible desde unos segundos antes de un movimiento voluntario, ya sea éste real o simplemente imaginado.

Uno de los primeros trabajos de BCI basado en el ritmo mu es el publicado en [WOLPAW91], en donde los sujetos fueron entrenados para, en un paradigma binario, mover un objeto arriba o abajo en una pantalla, con unos resultados prometedores que alcanzaron una ITR máxima de 25 bpm. La Figura 26 ilustra este estudio.

Con posterioridad este mismo autor [WOLPAW94] usó la simetría de los dos hemisferios cerebrales, izquierdo y derecho, para el diseño de un paradigma en el que además de usar la potencia en la banda mu, se analizaba si esta energía estaba distribuida en el hemisferio derecho o izquierdo, dando lugar a un paradigma de cuatro clases. Sin embargo este intento resultó

infructuoso por la dificultad que entrañaba el entrenamiento de los sujetos.

En 1996, Kalcher usó la imaginación motora en un paradigma en donde el análisis de la banda mu se hacía con posterioridad a la tarea de la imaginación, ya que aportaba más información. Descubrió que no había grandes diferencias si el movimiento realmente se realizaba o sólo se imaginaba. Pese a todo obtuvo pobres resultados con una tasa de acierto ligeramente superior a la puramente aleatoria.

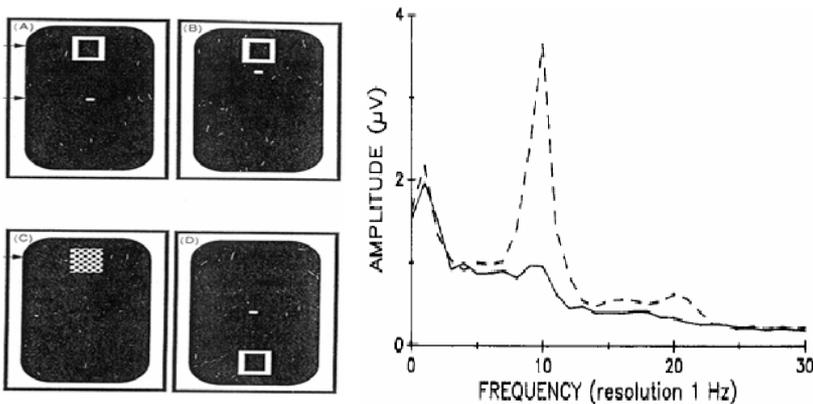


Figura 26 BCI basado en ritmo mu.

A la izquierda sencillo paradigma binario, en donde el sujeto debe mover un cursor hasta un objetivo (rectángulo). Si se mueve correctamente el sujeto es gratificado con una recompensa damero). A la derecha la amplitud en la banda mu, en torno a los 10 Hz, bajo las condiciones de imaginación motora (trazo grueso) y relajación (trazo punteado). Fuente [WOLPAW91].

Un ejemplo del uso de la onda mu para el control de un sistema BCI es el que lleva a cabo un grupo de investigación del Departamento de Tecnología Electrónica de la Universidad de Málaga [RON-ANGEVIN04]. La aplicación consiste en un entorno virtual en el que el sujeto conduce un coche. Su misión es esquivar los charcos que aparecen en la carretera, desplazándose a derecha o izquierda según proceda (ver Figura 27).



Figura 27 Aplicación de un BCI basado en ritmo mu. Imagen de la aplicación desarrollada en. El coche se desplaza hasta el carril derecho evitando el hielo existente en el carril izquierdo.

El sistema BCI tiene sólo que decidir entre 2 posibles valores, que corresponden a la presencia o ausencia del ritmo mu respectivamente. Para provocar presencia de onda mu el sujeto debe encontrarse en estado de relajación máxima. Para provocar ausencia de onda mu el sujeto imaginará el movimiento de una de sus manos.

En la Universidad de Graz, el profesor Pfurtscheller ha desarrollado un BCI basado en el ritmo mu que un tetrapléjico pudo usar para controlar una prótesis de una mano. Este hecho marcó el primer dispositivo externo controlado por un BCI basado en mu [PFURTSCHELLER00]. También desarrolló un sistema de escritura.

El mismo autor investiga el efecto llamado rebote-beta para su posible uso en sistemas BCI. Este efecto se manifiesta más claramente al realizar imaginación motora del pie como una ERD seguida de una ERS al finalizar la imaginación, con un claro máximo de potencia en la posición Cz en la banda 23-29 Hz (ver Figura 28). Este rebote-BETA se interpreta como un correlato electrofisiológico de un cese de actividad simultáneo de poblaciones de neuronas dedicadas a la representación del pie y del área motora suplementaria [PFURTSCHELLER05]. Del análisis de esta característica para ser usada en sistemas BCI, se deduce que es suficientemente estable como para ser usado en sistemas BCI de un único canal (Laplaciano) [PFURTSCHELLER08].

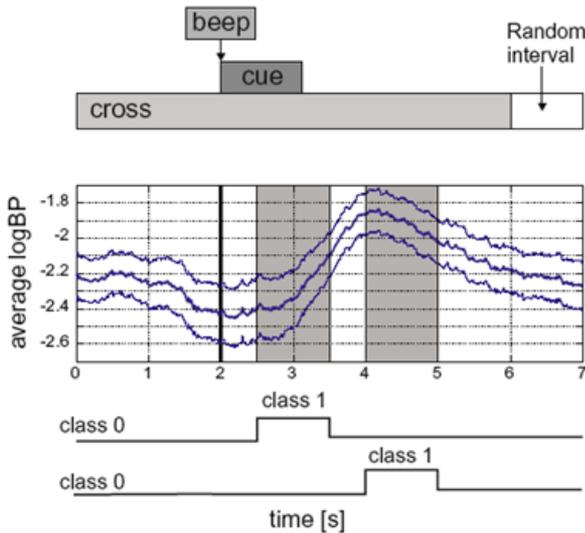


Figura 28 Análisis del rebote-beta.

El paradigma es presentado en $t=0$ durante 6 s. En $t=2$ s, una marca visual y auditiva es presentada al sujeto. A partir de entonces y hasta $t=3$ s el sujeto debe realizar imaginación motora. Se realizan medidas de potencia de la banda mu durante dos intervalos. Durante el primero el sujeto realiza imaginación motora (rectángulo gris entre $t=2.5$ s y $t=3.5$ s) mientras que durante el segundo ésta cesó (rectángulo gris entre $t=4$ s y $t=5$ s). La gráfica muestra una ERD y una posterior ERS durante el primer y segundo intervalo respectivamente. Fuente [PFURTSCHELLER08].

4.3.3 Sistemas BCI basados en potenciales evocados

Los PEs son señales eléctricas cerebrales que se producen como respuesta a un estímulo sensorial. Dependiendo del estímulo aplicado y del procesamiento cerebral, los PEs pueden clasificarse en dos grandes clases: los debidos a un estímulo físico externo y que siempre aparecen ante dicho estímulo son llamados PE exógenos, y aquellos que además están relacionados con procesos cognitivos, porque pueden derivarse parcialmente de éstos pero no siempre aparecen, son llamados PE endógenos. Pertenecientes a los primeros están los PE visuales, auditivos, somatosensoriales, gustativos y vestibulares, y a los segundos el

P300.

De todos ellos sólo algunos han sido probados con éxito en sistemas BCI.

4.3.3.1 P300

Como ejemplo clásico de PE endógeno presentaremos el P300. Este nombre le es dado por ser un pico positivo localizado con mayor amplitud en la posición Pz que ocurre unos 300ms después del estímulo y habiendo realizado alguna actividad cognitiva en el que se haga, por ejemplo, uso de la memoria. Un ejemplo claro presentado en [BAYLISS00] de generación de P300 consiste en un estímulo visual, como puede ser un cambio luminoso (flash), que se repite a intervalos aleatorios y que es contado por el sujeto. Este experimento reúne los requisitos para producir un PE endógeno: Un estímulo que produzca un PE exógeno y algún proceso cognitivo interno al sujeto que genere el endógeno. La Figura 29 muestra la forma de P300 promediada.

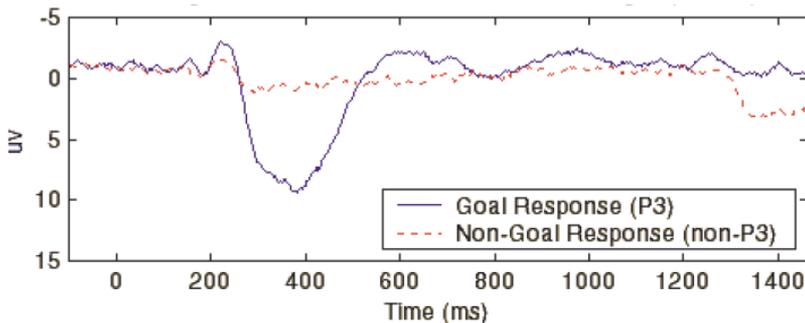


Figura 29 Morfología típica de un P300.

La línea continúa muestra un P300 evocado cuando el sujeto cuenta el número de veces que un estímulo visual le es presentado. La línea punteada muestra la onda típica cuando el recuento no se produce ante la misma estimulación. Fuente [BAYLISS01].

Las características principales del P300 son su amplitud y latencia. Diversos estudios relacionan la amplitud del P300 con la probabilidad de que ocurra el estímulo, siendo la amplitud inversamente proporcional a la probabilidad del estímulo

[CACIOPPO00]. Donchin, Kramer y Wickens demostraron que la amplitud del P300 depende del conjunto de recursos demandados para realizar la tarea. Por otro lado la latencia parece estar influenciada por el tipo de tarea mental a realizar después del estímulo exógeno. Algunos autores relacionan esta latencia con el tiempo necesario para evaluar el estímulo. Se observa que cuando la categorización de la tarea mental a realizar es más compleja, la latencia aumenta y que para tareas mentales de precisión, la latencia es superior a aquellas en las que se requiera rapidez.

Las características (amplitud, latencia y duración) del P300 dependen de muchos factores, entre otros están la atención que se le preste, la frecuencia con la que ocurre, sorpresa, cansancio, estado de excitación, etc...

Las características fundamentales de este tipo de BCI es que necesitan de muy poco entrenamiento, no causa mucho cansancio y es adecuado para pacientes incluso en estado avanzado de ELA si se usan estímulos auditivos. Además debido a su gran energía se puede proponer su detección incluso en un único intento, sin necesidad de realizar promedios [QUIROGA05].

MESSAGE					
BRAIN					
Choose one letter or command					
A	G	M	S	Y	*
B	H	N	T	Z	*
C	I	O	U	*	TALK
D	J	P	V	FLN	SPAC
E	K	Q	W	*	BKSP
F	L	R	X	SPL	QUIT

Figura 30 Matriz de caracteres usada en un BCI basado en P300. Fuente [FARWELL88].

Un ejemplo de BCI basado en P300 es el presentado en [FARWELL88]. Este es considerado el primer estudio de un sistema BCI basado en P300. Usaba una matriz de 6x6 caracteres, con el propósito de mandar mensajes escritos. Se obtuvo un ITR de 12 bpm. con sujetos sanos (ver Figura 30).

Una versión desarrollada con posterioridad mostró ser algo más eficiente y mostró su funcionamiento con sujetos con deficiencias motoras [DONCHIN00]. En [BAYLISS01] se muestran dos estudios de BCI con P300 en entornos de realidad virtual (ver Figura 31).

En [VORA05] se muestra el primer estudio que usa un P300 para controlar un brazo robot. Por último destacaremos el BCI desarrollado en [NIJBOER08] ya que está basado en estímulos auditivos en vez de visuales. La idea es que pueda ser usado con sujetos en estado muy avanzado de ELA, cuando el sujeto tiene limitaciones para dirigir la mirada o incluso enfocar correctamente un estímulo visual.



Figura 31 Aplicación de un BCI basado en P300. A la izquierda un usuario de BCI basado en P300 inmerso en un entorno de realidad virtual. A la derecha el escenario que controla. Se pretende que el automóvil que conduce se detenga ante la luz roja del semáforo. Fuente [BAYLISS01].

4.3.3.2 Potenciales evocados visuales

La actividad eléctrica generada por el PEV se localiza en la parte occipital de la corteza debido a la estimulación de los

receptores de la retina. El PEV se genera aplicando al sujeto estímulos visuales como el destello de una luz (estimulación ON/OFF), o sólo una parte de él, como la aparición repentina de barras horizontales o verticales de luminosidad diferentes localizadas en diferentes posiciones dentro del campo visual. También se usa la aparición repentina o la inversión de un damero o el movimiento de un punto o de una figura geométrica.

La morfología del PEV varía dependiendo de diversos factores externos e internos. Los factores externos, entre los que se encuentran la intensidad del estímulo, el tamaño del campo visual, la frecuencia de la estimulación, la regularidad y el color del patrón o la luminosidad promedio, producen efectos diferentes sobre las oscilaciones que se observan en el PEV (máximos y latencias). Por otra parte, los factores personales como las condiciones o el estado psicológico del paciente, la atención que preste al estímulo, su edad, su agudeza visual, etc., contribuyen a la forma final del PEV.

Los PEV han sido usados ampliamente en sistemas BCI, junto con una tarea cognitiva, para la generación del P300.

4.3.3.3 Potenciales evocados visuales de estado estable

También se han desarrollado BCI basados en la atención selectiva a estímulos visuales que causan PEVEE [LIN07]. El PEVEE es una respuesta periódica causada por la presentación repetida de una serie de estímulos visuales a una frecuencia de 6 o más Hz. La potencia del PEVEE se extiende sobre un ancho de banda muy estrecho, ya que la frecuencia de la respuesta coincide con la de la excitación [KELLY05].

Existen dos formas principales de generar un PEVEE. Una es mediante la presentación de estímulos tipo Flash y otra de tipo estructurada mediante inversiones de dameros.

La amplitud del PEVEE se incrementa sustancialmente cuando la atención se centra en la localización del estímulo y es más pronunciado en registros en la zona occipital, contra lateral al campo visual de la excitación en el rango de 8.6-28 Hz [MULLER98]. BCI basados en este principio usan la potencia del PEVEE a la frecuencia de repetición como la característica de clasificación en un paradigma de dos clases: Atender o ignorar el estímulo. En [GAO02] un BCI basado en PEVEE es usado para marcar un número de teléfono (ver Figura 32).

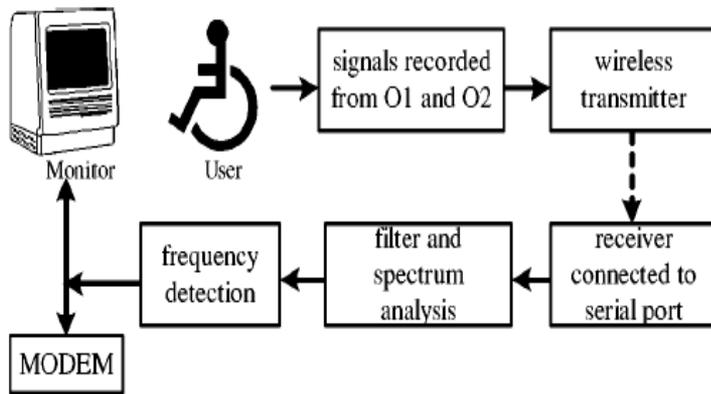


Figura 32 Sistema para el marcado telefónico de un BCI basado en PEVEE. Fuente [GAO02].

Cada número es un estímulo visual que parpadea a una cierta frecuencia. El sujeto debe atender y mirar el número que desea marcar. El sistema BCI calcula la potencia de todas las frecuencias de parpadeo y clasifica la que con más probabilidad corresponde al número atendido. Con este sistema se han obtenido altas ITR, con un máximo cercano a 1 bps.

Una característica fundamental de este tipo de sistemas es una Buena SNR, debido fundamentalmente a que el ancho de banda necesario para la extracción de la característica se extiende tan solo al de la frecuencia de repetición del estímulo. Este hecho es el que le permite obtener una ITR aceptable, dentro del campo de los BCI.

Otra hecho relevante es que necesita muy poco o ningún entrenamiento, ya que los PEVEE se generan en el cortex mediante mecanismos puramente fisiológicos y la modulación de estos se produce mediante la atención selectiva, que es una característica innata en el ser humano.

Sin embargo algunos autores califican a este sistema de

dependiente muscular, es decir que necesita del movimiento muscular de los ojos, mirando directamente al estímulo para el funcionamiento de la atención selectiva. Este hecho no es del todo cierto. Por un lado es cierto que aquellos estímulos visuales a los que se mira directamente (visión foveal) generan una respuesta fisiológica de mucha mayor amplitud que aquellas recibidas por la visión periférica, debida a la elevada concentración de células retinianas dedicadas a la región central. Este hecho provoca un filtro espacial muy sencillo y efectivo, de manera que aquel estímulo al que se mira directamente (visión foveal), causa un PEVEE de mucha mayor potencia que aquellos que se reciben fuera del ángulo de cobertura de los 10° centrales (visión periférica), y por ende una mayor SNR e ITR.

Sin embargo otros autores han realizado estudios sobre la atención selectiva a estímulos visuales en los que en ningún caso se mira al estímulo, sino a un punto de fijación central, dejando los estímulos a la derecha o izquierda del punto de fijación, concluyendo que puede detectarse el estímulo al que el sujeto presta atención por simple comparación de las amplitudes de los potenciales evocados respectivos. Este hecho resultó más pronunciado en registros en la parte occipital, contralateral al campo visual del estímulo [MULLER00]. En otro estudio se llega a demostrar que la atención selectiva visual puede producirse incluso en espacios no contiguos, ni siquiera en el mismo hemisferio del campo visual, alternándose con otras estimulaciones visuales que son ignoradas. Para ello se dispuso de una serie de 4 estímulos visuales numerados de izquierda a derecha dentro de los 18° centrales de visión a distinta frecuencia de repetición que generaban PEVEE. En estas condiciones, y mientras el sujeto miraba directamente al punto de fijación central (ver Figura 33) se pidió que prestara atención a los estímulos pares mientras ignorada los impares y viceversa. Se pudo observar una mayor amplitud de aquellos PEVEE a los que se prestaba atención, aunque estuvieran intercalados con otros a los que se ignoraba. La mayor y más importante conclusión es que la atención puede separarse en focos que apuntan hacia los estímulos de interés, que estos pueden estar contiguos o no y que dicha atención puede ejercerse sin necesidad de mirar directamente al estímulo.

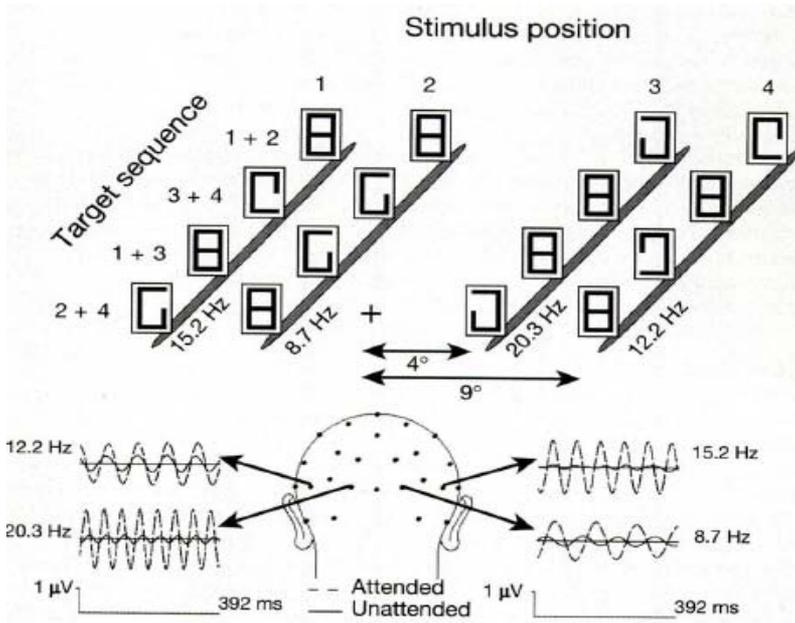


Figura 33 Efecto de la atención selectiva sobre los PEVEE. Cuatro estimulaciones a la derecha e izquierda del campo visual. Se pide que se preste atención a estímulos pares e impares y se detecte cuándo las secuencias luminosas coinciden. Dado que los estímulos luminosos se presentan durante un periodo de tiempo extremadamente corto, se descarta la posibilidad de que el sujeto mire a un estímulo y a su pareja alternando rápidamente, ya que el estímulo desaparece antes de poder cambiar la dirección de la mirada. Se pueden observar las diferentes frecuencias y amplitudes para los cuatro estímulos cuando éstos son atendidos e ignorados. Fuente [MULLERO3].

Uno de los primeros estudios del uso de PEVEE en sistemas BCI fue desarrollado en [VIDAL77]. En este estudio el sujeto miraba a uno de los 4 puntos de fijación dejando a un lado el estímulo estructurado consistente en un damero a una cierta frecuencia de inversión de cuadros blancos y negros. Así de esta forma la estimulación excitaba distintas partes de la retina, hecho que podía ser detectado gracias al distinto posicionamiento de cuatro electros (Pz, O1, Oz, O2) sobre la parte posterior de la cabeza (ver Figura 34).

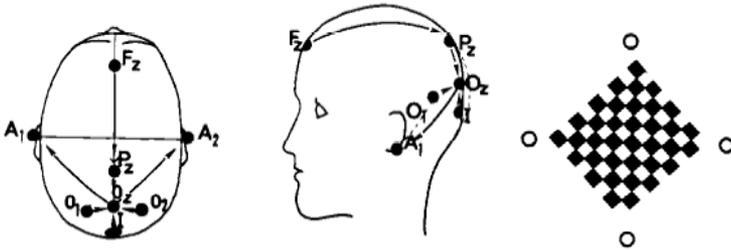


Figura 34 BCI basado en estimulación visual de tipo estructurado. Localización de electrodos y puntos de fijación con la estimulación en el centro para la generación de PEVEE. Fuente [VIDAL77].

Con posterioridad, en 1992, Sutter usó un BCI basado en PEVEE para realizar un sistema de comunicación donde se podría escribir y dar órdenes. Pero es en [GAO03] donde se marca un hito en la historia de los BCI. Basado en un sistema formado por 48 excitaciones visuales realizado con 48 leds, parpadeando a distintas frecuencias, se obtuvo una tasa de acierto del 87% y una ITR de 68 bpm. Este es el ITR más alto publicado hasta la fecha.

4.3.3.4 Potencial evocado auditivo

Se provoca con la aplicación de un estímulo sonoro breve, conocido como "click", por medio de la aplicación de frecuencias puras, proceso que es conocido como estimulación tonal, o mediante la estimulación con fonemas. Se originan por la actividad eléctrica que los estímulos provocan a lo largo de toda la trayectoria sensorial que incluye el oído, el nervio auditivo y las regiones de la corteza cerebral relacionadas con la audición.

Las características principales del PEA dependen de múltiples factores asociados al estímulo, a la adquisición misma del PEA y al sujeto. Entre los primeros se cuentan la intensidad, duración y tipo del estímulo aplicado y la frecuencia de la estimulación, aunque también tienen influencia otras circunstancias como la polaridad acústica y si el estímulo es estéreo o monofónico. Los

4.3.3.5 Potencial evocado auditivo de estado estable

Hasta la fecha no se han publicado sistemas BCI eficientes basados en atención selectiva a estímulos auditivos que causan PEAAE, aunque sí existen estudios al respecto [LOPEZ07a]. Los PEAAE están compuestos de un tren de respuestas del tronco cerebral que, sumadas en fase, conforman una respuesta cuya energía se agrupa en torno a la frecuencia principal de presentación del estímulo [GALAMBOS81] (ver Figura 36).

El procesamiento de los PEAAE tiene dos importantes desventajas. Por un lado la baja amplitud, en el rango de centenares de nanovoltios y por otro lado que no está clara todavía la influencia de tareas cognitivas, necesarias para los sistemas BCI sobre ellos., ya que estos potenciales no están generados en el cortex, sino en el tronco cerebral. Efectos de la atención selectiva sobre el sistema auditivo periférico podrían ocurrir si el sistema auditivo se ve obligado, adoptando la solución más eficiente con el mínimo coste energético [GIARD00]. Esto podría ocurrir bajo unas condiciones muy estrictas de estimulación, como pueden ser un estímulo muy débil inmerso en un entorno muy ruidoso. Este punto podría ser clave en los resultados contradictorios encontrados hasta el momento sobre el efecto de la atención selectiva sobre los PEAAE, ya que parece ser que las mejores condiciones para provocar en el sistema auditivo la influencia de la atención selectiva son justamente las peores para el registro y procesamiento de los potenciales evocados, ya que bajo condiciones de estimulación débil y gran ruido la característica a extraer presentará una alta degradación en el SNR.

En el estudio realizado en [LOPEZ07a] se concluye con la observación de la influencia de la atención selectiva sobre los PEAAE, si bien las condiciones necesarias en las que esta influencia se deja sentir no hacen a los PEAAE como una característica eficiente a tener en cuenta en el diseño de sistemas BCI.

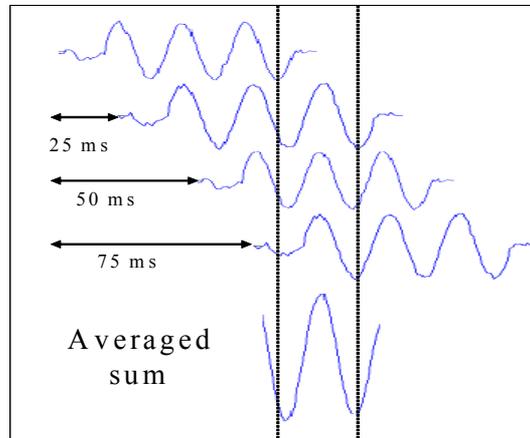


Figura 36 Generación de un PEAAE. Filas 1 a 4 son PEA simulados para 4 estímulos tipo click, con 25 ms entre estímulo. La última fila muestra la suma de las 4 respuestas. Los PEAAE se generan de una forma similar a partir de la respuesta auditiva de tronco cerebral. Fuente [GALAMBOS81].

ESTUDIOS DE SISTEMAS BCI

5 Estudio de un sistema BCI basado en P300

5.1 Introducción

Este estudio preliminar se realizó un sistema BCI basado en la extracción y clasificación de P300 en el que se utilizó un entorno de Realidad Virtual para el aprendizaje y operación. El objetivo de este estudio es tener una primera toma de contacto con las tecnologías involucradas en los sistemas BCI así como una introducción a la experimentación con individuos. A continuación se pormenoriza y se justifica la elección de los distintos bloques y elementos de BCI.

5.2 Hipótesis de partida

Los sistemas BCI se revelan como una herramienta útil para pacientes con discapacidades motoras al otorgarles cierto grado de independencia. Sin embargo a fecha de hoy las prestaciones, en términos de ITR, son bajas. Con el objeto de hacer

extensibles a usuarios normales este tipo de sistemas, es indispensable maximizar este ITR. Para ello algunos autores recomiendan el uso simultáneo de distintas características EEG, uso de técnicas avanzadas de clasificación, etc... También se ha experimentado con éxito el uso del P300 y Realidad Virtual, con resultados prometedores sobre todo durante la fase de aprendizaje.

En este estudio se planteó el uso de potenciales evocados, y en concreto el P300 como característica para su clasificación. El P300 es un PE de tipo endógeno, por lo que necesita de una actividad mental para su aparición (típicamente contar eventos). La producción de eventos y el biofeedback se producen de forma simultánea en un entorno virtual en el cual el sujeto está inmerso. La presencia o no de P300 vinculada a un posible evento, es detectada por el BCI y una acción asociada a dicho evento es realizada en el mundo virtual.

5.3 Diseño y desarrollo del sistema

5.3.1 Arquitectura Funcional

La Figura 37 muestra un diagrama de bloques del BCI. El núcleo consiste en el módulo Aplicación, con la parte de control del sistema.

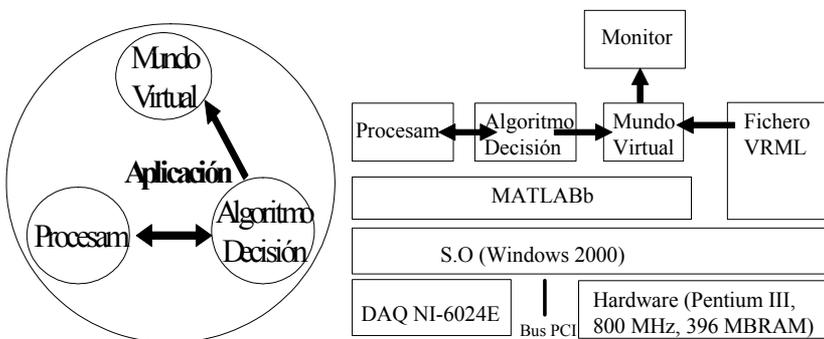


Figura 37 Arquitectura funcional de un sistema BCI basado en P300.

5.3.2 Diseño de módulos

Los módulos diseñados en el sistema BCI son los correspondientes del bloque aplicación:

Aplicación

- **Procesamiento:** Dispone de dos submódulos. Procesamiento de Entrenamiento y Procesamiento de Ejecución.
 - **Procesamiento de Entrenamiento:** En la fase de entrenamiento nuestro objetivo es conseguir un buen patrón del P300 para el sujeto. El método será mediante promediado. Por tanto en esta fase, el procesamiento consistirá únicamente en almacenar suficientes muestras de EEG y promediar hasta conseguir un patrón con una muy buena SNR.
 - **Procesamiento de Ejecución:** En la fase de ejecución de pruebas nuestro objetivo será encontrar un acierto para una realización dada. El método usado será el de correlar la señal de EEG con el patrón P300 obtenido en la fase de entrenamiento tantas veces como indique el módulo de Algoritmo de Decisión.
- **Algoritmo de Decisión:** Dispone de dos submódulos. Algoritmo de Decisión de Entrenamiento y Algoritmo de Decisión de Ejecución.
 - **Algoritmo de Decisión de Entrenamiento:** En esta fase el algoritmo se encargará de producir tantas realizaciones como sea necesario hasta alcanzar una muy buena SNR del patrón P300
 - **Algoritmo de Decisión de Ejecución:** Se encarga de decidir cuándo tenemos un acierto.
- **Mundo Virtual:** Es un módulo que realiza operaciones sobre las propiedades de los nodos de un fichero VRML que contiene el mundo virtual en el que opera el paciente. Básicamente se encarga de provocar destellos aleatorios sobre las distintas salidas y de escoger el camino seleccionado por el paciente.

5.4 Pruebas de evaluación

5.4.1 Descripción del experimento

Antes de realizar la descripción del experimento se harán unas definiciones:

- **Evento:** La unidad mínima que puede generar un cambio en nuestra actividad cerebral. La percepción de destellos de luz o el recuento de estos se consideran eventos.
- **Realización:** La unidad mínima de ejecución. Suele durar medio minuto (típico). Idealmente es el mínimo número de intentos necesarios para realizar una clasificación correctamente. Consiste en un conjunto de eventos necesarios antes de que el sistema BCI determine realizar una acción.
- **Ejecución:** Un determinado número de realizaciones ejecutadas consecutivamente sin intervalos.
- **Sesión:** Un determinado número de ejecuciones. Entre ejecución y ejecución debe existir un intervalo corto de descanso. Tratar aisladamente los datos de cada una de las ejecuciones nos ayudará a la hora de comparar los efectos de la fatiga sobre el sujeto y a modificar el tamaño o duración de posteriores pruebas.

El experimento constó de dos partes bien diferenciadas con objetivos bien marcados. Durante la primera fase o fase de entrenamiento se intentó por una parte que el sujeto se familiarizase con el sistema y por otra que el sistema fuese capaz de extraer un buen P300 como patrón. Si esta fase hubiera fracasado no se hubiera podido pasar a la fase de pruebas. Durante la segunda fase o fase de pruebas se evaluó el sistema en término de tasa de acierto en la clasificación. El objetivo fue acertar el máximo número de veces para cada realización. Tanto la obtención del P300 patrón como la fase de pruebas se realizó a posteriori, mediante un postprocesamiento de la señal.

El experimento se desarrolló en un entorno virtual. El sujeto se encuentra al inicio de un pasillo. Automáticamente su posición avanza hacia un cruce. En el cruce existe una ruleta de 4 flechas apuntando a las 4 posibles direcciones que pueda tomar en el

cruce (adelante, atrás, izquierda y derecha) y una plataforma central. Sólo una de las cuatro salidas es posible. Las luces están apagadas. Hasta este punto corresponde a la fase de preparación y el sujeto puede si lo desea realizar algún movimiento como pestañear.

La plataforma central se ilumina. A partir de este instante comienza a registrarse el EEG, por lo que se aconseja no pestañear ni hacer ningún movimiento. Entonces, uno a uno, en secuencia aleatoria, se producen destellos de las flechas. El objetivo por parte del paciente es contar el número de veces que la flecha indicando la dirección correcta de salida presenta un destello luminoso. Una vez finalizada la realización, el sistema no dirige hacia la salida correcta durante la fase de entrenamiento o en la de pruebas si existe un acierto. Durante la fase de entrenamiento existe una única salida que le es indicada al sujeto. En la Figura 38 se observa un instante de la secuencia aleatoria de destello de flechas. En este caso, el paciente debe contar las veces que la flecha de la izquierda se ilumina indicando el único camino posible a la izquierda.



Figura 38 Paradigma del estudio preliminar basado en P300. Cruce de pasillos. En este caso el sujeto debe tomar la salida a la izquierda. El sujeto debe contar las veces que la flecha roja, que indica la dirección a seguir, se ilumina.

Para aumentar la amplitud del P300 se debe introducir más aleatoriedad y reducir la probabilidad de ocurrencia del estímulo objetivo [ALLISON03] y [CACIOPPO00]. Para ello el diseño del

estímulo tuvo las siguientes características: En primer lugar la secuencia de destellos contó con un quinto estado, neutro, que es el que ninguna flecha se ilumina. En segundo lugar el número de eventos por realización no fue fijo incluso dentro de una ejecución, pudiendo presentar de entre 1 a 3 eventos a detectar adicionales.

Fases	Tiempo (s)
Fase de preparación:	1
Iniciación de plataforma:	1
Tiempo por estado	0.75
Tiempo de destello	0.2
Número de eventos a contar (típico)	8
Tiempo de salida	1
Total	33

Tabla 2 Tiempo medio para una realización del estudio preliminar.

Cada realización presentó un tiempo aproximado de medio minuto, con 8 eventos a contar por realización y 5 estados aleatorios posibles (ver Tabla 2).

5.4.2 Fases

5.4.2.1 Fase de entrenamiento

Cada sesión constó de 2 ejecuciones. Cada ejecución constó de un número de realizaciones que varió entre 5 y 12, dependiendo de la preferencia del sujeto mostrada en la fase de preparación a la fase de entrenamiento. Aquellos sujetos que manifestaron dificultad a la hora de controlar movimientos automáticos como el pestañeo o la ingestión de saliva, necesitaron más realizaciones con un menor número de eventos por cada realización. Así de esta forma dispusieron de más

tiempo entre realización y realización para poder relajarse o moverse libremente.

En líneas generales podemos decir que, para cada sujeto, la fase de entrenamiento consistió en:

- 5 a 12 Realizaciones, con 5 a 15 eventos a contar por realización.
- 2 Ejecuciones, con un tiempo de descanso entre ejecuciones de 5 minutos.
- 1 Sesión.

De esta forma el tiempo necesario por ejecución estuvo en el rango de 5 a 7 minutos. Cada sesión estuvo acotada a aproximadamente media hora, contando el tiempo necesario para la conexión de sondas y explicaciones preliminares.

El método para la estimación del P300 patrón fue el promediado sobre ventanas de 1 segundo tomadas a partir de la generación del evento a contar.

5.4.2.2 Fase de pruebas

Una vez obtenido un P300 patrón para cada sujeto se pasó a la fase de pruebas. Durante la fase de pruebas se presentó el mismo escenario al sujeto en las mismas condiciones, sólo que en esta ocasión la salida a tomar dependió de la clasificación realizada por el sistema. Para la clasificación se usó un sistema clásico usado en detección de señales deterministas. Mediante correlación entre el P300 patrón y el P300 evocado por cada uno de los 5 estados posibles correspondientes a las 4 direcciones de salida mas el estado neutro. Las prestaciones del sistema se medieron en función de la tasa de acierto.

5.5 Datos técnicos

En la Tabla 3 se presenta un resumen de los datos técnicos más relevantes del sistema:

Número de canales	1
Posición de sondas	PZ, Referencia conectada al Mastoideo drch, GND conectada al Mastoideo izq
Filtro analógico	0.1..150Hz
Frecuencia de muestreo	500 Hz
Amplificación	50.000
Bits de muestreo	12
Extracción de característica en Fase de entrenamiento	Promediado y filtrado (F _{corte} =10Hz, Butterworth N=8)
Algoritmo de Decisión en fase de pruebas	Clase que presenta el máximo una vez correlado el EEG que presenta esa clase con el P300 patrón.
Protocolo	1 sesión con 2 ejecuciones por sesión. Entre 5-12 realizaciones por ejecución Entre 5-15 eventos positivos por realización
Control BCI	Detección P300
Estímulo Exógeno	Destellos de luz de duración 200ms. Secuencia aleatoria de 5 estados (probabilidad 0.20) en donde cada estado (evento) dura 0.75 s
Tarea mental Endógena	Recuento de eventos objetivo

Tabla 3 Datos técnicos del BCI basado en P300.

5.6 Resultados

A continuación presentamos los resultados de ambas fases.

5.6.1 Fase de entrenamiento

La Tabla 4 muestra la descripción del experimento.

Sujeto	A	B	C
Edad	31	29	30
Sexo	V	V	V
Ejecución 1			
Realizaciones	5	5	12
Eventos a contar	10	15	5
Ejecución 2			

Realizaciones	10	10	12
Eventos a contar	7	8	7
Eventos totales a promediar	≥ 120	≥ 155	≥ 144
Mejora SNR (db)	20.8	21.9	21.6

Tabla 4 Detalles del experimento del BCI basado en P300.

La Figura 39 muestra unas gráficas del P300 para los sujetos A, B, C de izquierda a derecha. Arriba el P300 una vez promediado. Debajo el mismo P300 filtrado mediante un filtro de Butterworth paso bajo de orden 2 y frecuencia de corte 10 Hz. Será esta última señal la usada para la fase de pruebas. Téngase en cuenta el retardo producido por el filtro usado que se aprecia a simple vista en la figura. En la figura se observa cómo el P300 patrón extraído no corresponde a su representación más clásica. Esto fue debido al bajo número de eventos usados en su promediado

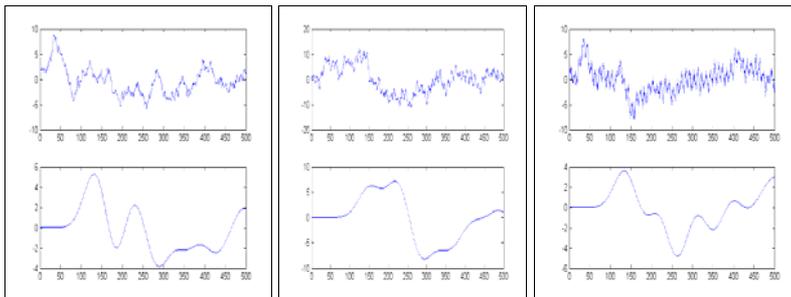


Figura 39 Promedio de trials del estudio basado en P300.

La primera fila muestra el P300 promediado y amplificado para los sujetos A, B y C, de izquierda a derecha. La segunda fila muestra la misma señal filtrada. Eje Y en unidades arbitrarias. Muestras tomadas durante 1 segundo.

5.6.2 Fase de pruebas

Una vez obtenido un P300 patrón, se pasó a la fase de pruebas. Durante esta fase se reprodujo el mismo escenario que durante la fase de entrenamiento un número de realizaciones, se

extrajo el registro EEG para cada realización y se clasificó basándose en correlación. Si el máximo para una clase coincidió con el evento correcto indicado en cada cruce se produjo un acierto. En otro caso fue un error. La Tabla 5 muestra los resultados.

Sujeto	A	B	C
Número de realizaciones	15	15	24
Tasa de acierto (%)	80%	93%	83%

Tabla 5 Prestaciones del sistema desarrollado durante el estudio preliminar.

5.7 Conclusiones

Podemos afirmar que el P300 generado a partir de estímulos provenientes de un entorno de realidad virtual es una característica válida de la señal de EEG para ser usada en sistemas BCI. Esta afirmación está apoyada no sólo en las pruebas desarrolladas en este proyecto, sino en abundante literatura disponible. Sistemas básicos como un simple promediado y filtrado y una posterior correlación pueden ser suficientes para desarrollar un sistema BCI sencillo con tasa de acierto en torno al 90%. En estas circunstancias la realización del sistema en tiempo real es factible ya que las operaciones de promediado, filtrado y correlación no causan un gran coste computacional.

La tasa de acierto puede verse aumentada usando técnicas algo más complejas, que no han sido usadas en este experimento. Entre estas técnicas están:

- Uso de sondas específicas para la estimación y posterior eliminación de la señal de EOG.
- Mayor número de realizaciones para aumentar la SNR mediante el promediado del P300 patrón.
- Uso de más sondas para extracción del P300: Sólo se ha usado una en la posición Pz. Los investigadores recomiendan, al menos, también en las posiciones Fz y Cz. Después se puede hacer uso de análisis de componentes independientes o análisis de componentes principales para su análisis.

- Desechar intervalos de señal muy potentes: Algunos autores rechazan señales por encima de 50 μ V. Sabemos que las señales de gran potencia pueden estar producidas por el cortex motor (parpadeo, masticación, etc...) por lo que pueden ser rechazadas.
- Aumento del número de clases de eventos a tener en cuenta: El P300 es un PE endógeno que depende en cierta medida de factores psicológicos como es el grado de atención o expectación, sueño, cansancio etc... Cuanto más improbable es el evento a contar, más amplitud de señal lleva el P300.
- El sujeto A muestra la tasa de acierto más baja. La explicación puede estar en las valoraciones que él mismo realizó al finalizar la fase de entrenamiento. Argumentó que el mundo virtual era demasiado pequeño y que las flechas le parecían demasiado cercanas. Esto provocaba pérdida de atención en el recuento, produciendo que en algunas ocasiones centrara su atención en eventos no correctos. Esto tendría un efecto negativo sobre todo el experimento que justificaría el P300 patrón del sujeto A tan atípico (ver Figura 39). Parece pues conveniente para estos experimentos un tamaño de entorno virtual mayor, o al menos, que los eventos aparezcan no tan cercanos espacialmente. En definitiva debe conseguirse un buen grado de inmersión en el mundo virtual para mejorar la eficiencia.

6 Estudio de un sistema BCI basado en Potenciales evocados auditivos de estado estable

6.1 Introducción

Los PEAAE son resultado de la presentación repetitiva de estímulos auditivos modulados en amplitud. Investigadores del campo de la audiolología se han encontrado con resultados contradictorios sobre la influencia que, tareas cognitivas como la atención selectiva, ejercen sobre dichos potenciales. Sin embargo para los PEVEE sí se ha demostrado que la atención selectiva ejerce un papel modulador de la amplitud de dichos potenciales, hecho que ha sido ampliamente explotado en el diseño de sistemas BCI.

El problema que se presenta es que no todos los sujetos son capaces de recibir y procesar adecuadamente estímulos visuales. Por ejemplo enfermos en un estado avanzado de ELA tienen dificultades para mover los ojos e incluso para enfocar adecuadamente, por lo que una alternativa basada en estímulos

auditivos cobra fuerza.

En este capítulo se presenta un estudio basado en mapas autoorganizativos que evidencia los efectos de la atención selectiva sobre los PEAAE, y se discute su posible uso en sistemas BCI.

6.2 Metodología

El objetivo de este estudio es evidenciar posibles efectos de la atención selectiva sobre los PEAAE y su posible uso en sistemas BCI. Se ha ideado un experimento en el que se presentan una serie de estímulos auditivos simultáneos que causan los respectivos PEAAE bajo las condiciones Atender e Ignorar los estímulos. Cuando el estímulo es atendido, se espera una mayor amplitud del PEAAE respectivo en comparación con cuando éste es ignorado. Una vez realizados los registros y extraídas las características, estas se presentan a un mapa autoorganizativo de 16 por 16 neuronas. Se espera que las neuronas se agrupen en 2 áreas o clases, correspondientes a las 2 condiciones (Atender e Ignorar). Con posterioridad analizamos los valores de las componentes y sus posiciones dentro de cada clase y extraemos algunas conclusiones sobre el efecto de la atención selectiva.

6.2.1 Registros y estimulaciones

Un grupo de 8 sujetos, 6 hombres y 2 mujeres, con estudios universitarios, edad 32.1 ± 4.8 años y audición normal participaron en el experimento. Los sujetos permanecieron confortablemente sentados en una habitación aislada del ruido y perturbaciones externas. Los sujetos fueron invitados a relajarse y cerrar los ojos, con el objeto de facilitar la atención selectiva y reducir el ruido de fondo del registro EEG.

Los electrodos fueron situados, en forma similar a la configuración descrita en [JOHN00] en las posiciones Cz y Oz del Sistema Internacional 10-20 para un registro bipolar (1 solo canal) con tierra situada en el mastoides derecho (ver Figura 40). La señal EEG fue muestreada a 250 Hz, filtrada con un filtro paso bajo con frecuencia de corte a 100 Hz, amplificada 50k veces y

digitalizada con 16 bits por muestra.

La duración de cada trial fue de 44 segundos. La estimulación es similar a la descrita en [PICTON02] para evocar los PEAAE. Por tanto dos PEAAE se esperan a las frecuencias de las señales moduladoras, 38 Hz y 42 Hz. Este es el comportamiento esperado ya que el sistema auditivo humano se comporta como un detector de envolvente, similar a un demodulador de AM (ver Figura 41).



Figura 40 Sujeto con gorro de EEG ajustado.

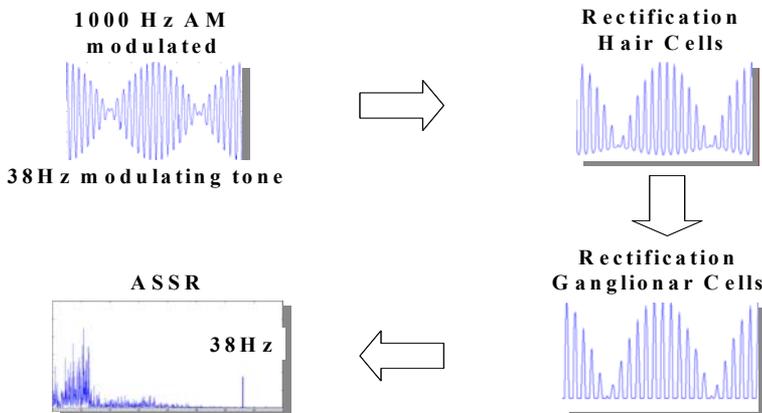


Figura 41 Rectificación de un estímulo auditivo modulado AM. Se muestra cómo la respuesta son picos espectrales a la frecuencia de la señal moduladora. Fuente [PEREZ03].

Las frecuencias de modulación 38 Hz y 42 Hz fueron escogidas por su cercanía a los 40 Hz, frecuencia a la que es fácil de registrar los PEAAE incluso para niveles de intensidad de la estimulación cercanos al nivel normal en adultos [GALAMBOS81]. El uso de estimulación auditiva modulada en amplitud es una técnica bien conocida usada en el diagnóstico del sistema auditivo [SASHA01].

6.2.2 Diseño experimental

El experimento fue realizado en 2 sesiones con 10 minutos de descanso entre sesión y 10 trials por sesión. Cada trial consistió en 10 cuestiones binarias, cada una con una contestación sencilla SÍ/NO en una proporción del 50%. Cada pregunta fue mostrada en pantalla, en frente del sujeto durante 10 segundos a una distancia y altura cómodas. Después, dos estímulos auditivos, como los descritos anteriormente, fueron presentados simultáneamente a ambos oídos. Si la respuesta correcta era SÍ, el sujeto tenía que prestar atención a la estimulación proveniente del oído izquierdo e ignorar la otra, mientras que si la respuesta era NO, el sujeto tenía que ignorar ambos estímulos. Esto es lo que llamamos las condiciones de Atender e Ignorar. Debido al diseño de los estímulos y del experimento, se esperan algunos efectos durante la condición Atender: Primero una desincronización de la banda Alpha y una sincronización del PEAAE a 38 HZ. En otras palabras se espera una reducción de la potencia de la banda alpha y un aumento de la potencia del PEAAE atendido. Para la condición ignorar se espera justamente lo contrario con la banda alpha y el PEAAE a 38 Hz. Como el PEAAE correspondiente a la estimulación por el oído derecho (42 Hz frecuencia moduladora) es siempre ignorado, no se esperan cambios significativos bajo ninguna de las condiciones.

La atención selectiva es una característica inherente al ser humano, por lo que no se realizó un entrenamiento significativo, salvo el necesario para familiarizarse con el paradigma. La Figura 42 muestra un registro representado en el dominio de la frecuencia perteneciente a un trial bajo la condición de Atender. Se observa cómo la mayor parte de la energía está alrededor de las frecuencias moduladoras 38 y 42 Hz.

La FFT fue calculada para medir la potencia espectral en la banda alfa (8-13 Hz) y de los PEAAE. Para la obtención de una señal con una SNR de suficientes garantías, la duración de cada trial fue de 44 segundos.

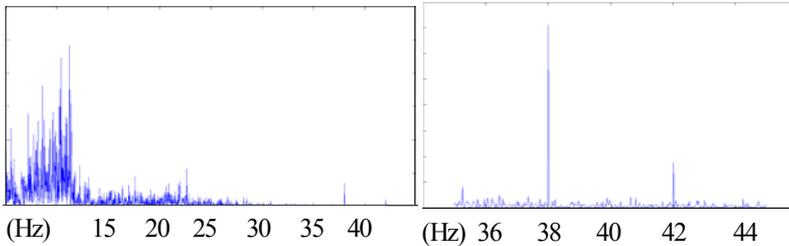


Figura 42 Representación espectral de un PEAAE.

A la derecha, datos pertenecientes a un trial bajo la condición de Atender representados en el dominio de la frecuencia. En este trial la respuesta fue SI y por tanto se prestó atención a la estimulación proveniente del oído izquierdo (modulada por 38 Hz) mientras se ignoró la del derecho (modulada por 42Hz). Se aprecia una amplitud significativamente superior del PEAAE correspondiente al estímulo atendido. A la derecha imagen ampliada en torno a los 40 Hz. Las unidades del eje X son en Hz y las del eje Y arbitrarias.

6.2.3 Análisis de las características por medio del SOM

Se ha usado el toolbox Neural Network de Matlab para definir un mapa autoorganizativo de 16 por 16 neuronas para cada sujeto. El análisis fue realizado en 2 etapas. Durante la primera etapa, el mapa fue entrenado con vectores provenientes de los trials. Cada vector estuvo compuesto de las siguientes componentes: La potencia espectral de la banda alfa (8-13 Hz) y la de los dos PEAAE. Como se ha explicado anteriormente se espera una desincronización para la banda alfa y una sincronización para el PEAAE a 38 Hz bajo la atención de Atender y viceversa bajo la condición de Ignorar.

Los parámetros iniciales de la estructura permanecieron por defecto y el entrenamiento duró hasta que no se apreciaron cambios o mejoras significativas en los pesos y posiciones de las neuronas de la estructura.

Una vez la estructura fue entrenada, durante la segunda

fase los vectores de entrada fueron presentados de nuevo al mapa. Esta vez, para cada vector de entrada, la neurona ganadora fue marcada con un color: Negro, si el trial fue ejecutado bajo la condición de Atender y blanco si lo fue bajo la de Ignorar.

El experimento tiene dos condiciones y el objetivo es ver si ambas pueden ser separadas. Por tanto se espera que el mapa autoorganizativo sea capaz de mostrar un conjunto de datos de tipo bimodal, esto es grupos de neuronas coloreadas y separadas en 2 clases diferentes. Una vez el mapa separó los vectores de entrada en 2 clases correspondientes a ambas condiciones, un análisis de las componentes de las neuronas fue ejecutado. Para este análisis se usaron las neuronas alineadas a lo largo de la línea del gradiente que separa ambas clases, es decir el camino más corto desde los extremos de cada clase, ya que es donde se espera una variación mayor de las componentes.

6.3 Resultados

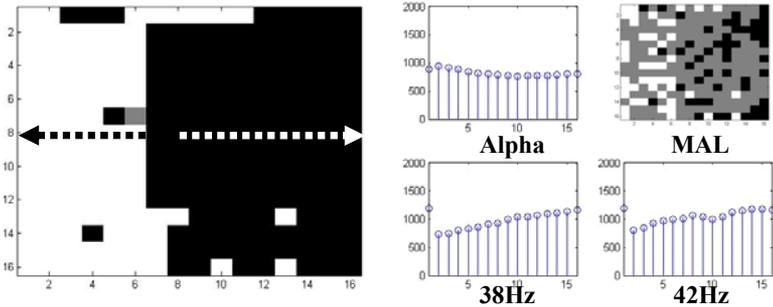
Solamente para 2 (ENG y DLG) de los 8 participantes, el experimento no funcionó en absoluto. Sin embargo estos 2 sujetos no alegaron nada distinto a los otros 6, que fue que la duración de los trials era demasiado como para poder mantener la atención constante, libre de distracciones. Para los otros 6 sujetos, el SOM separó claramente la estructura de neuronas en las 2 esperadas clases. La Figura 43 muestra el mapa autoorganizativo para los 6 sujetos. Las celdas en negro corresponden a neuronas activadas por vectores de entrada provenientes de trials bajo la condición de Atender y las en blanco por la de Ignorar. Celdas en gris son neuronas que no fueron activadas por ningún vector de entrada. Por ello fue ejecutado un simple algoritmo iterativo para promocionar, por el principio de vecindad cada una de estas celdas grises a blanca o negra y así hacer los límites más claros

Proportion of areas attended vs. ignored condition (%)							
MAL	EMP	GPL	ENG	FCF	AMC	MPH	DLG
44.05	47.46	56.05	N/A	51.56	57.42	57.81	N/A

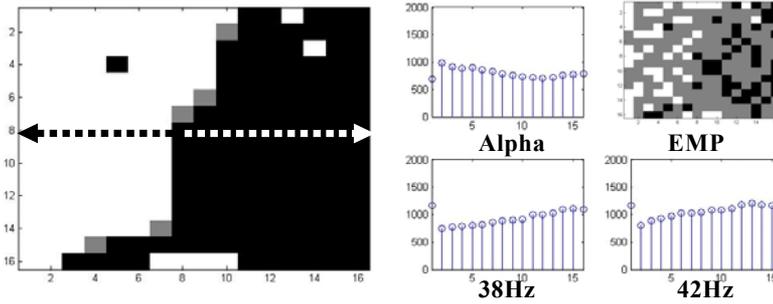
Tabla 6 Tasa porcentual de neuronas activadas por la condición de Atender vs. Ignorar.

Para cada sujeto el mapa autoorganizativo encontró dos clases, de aproximadamente del mismo tamaño. Esto es consistente con la proporción de trials bajo la condición de atender e ignorar, que fue del 50% (ver Tabla 6).

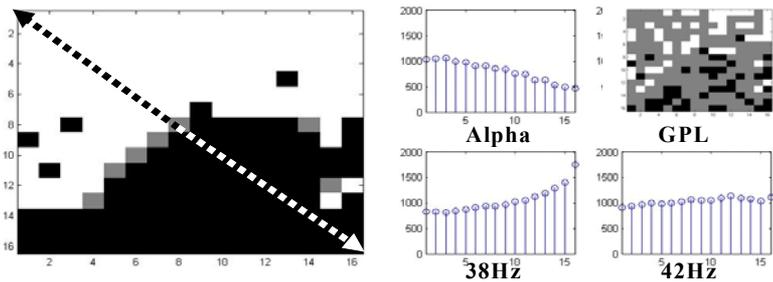
- MAL



- EMP



- GPL



Estudio de un sistema BCI basado en Potenciales evocados auditivos de estado estable

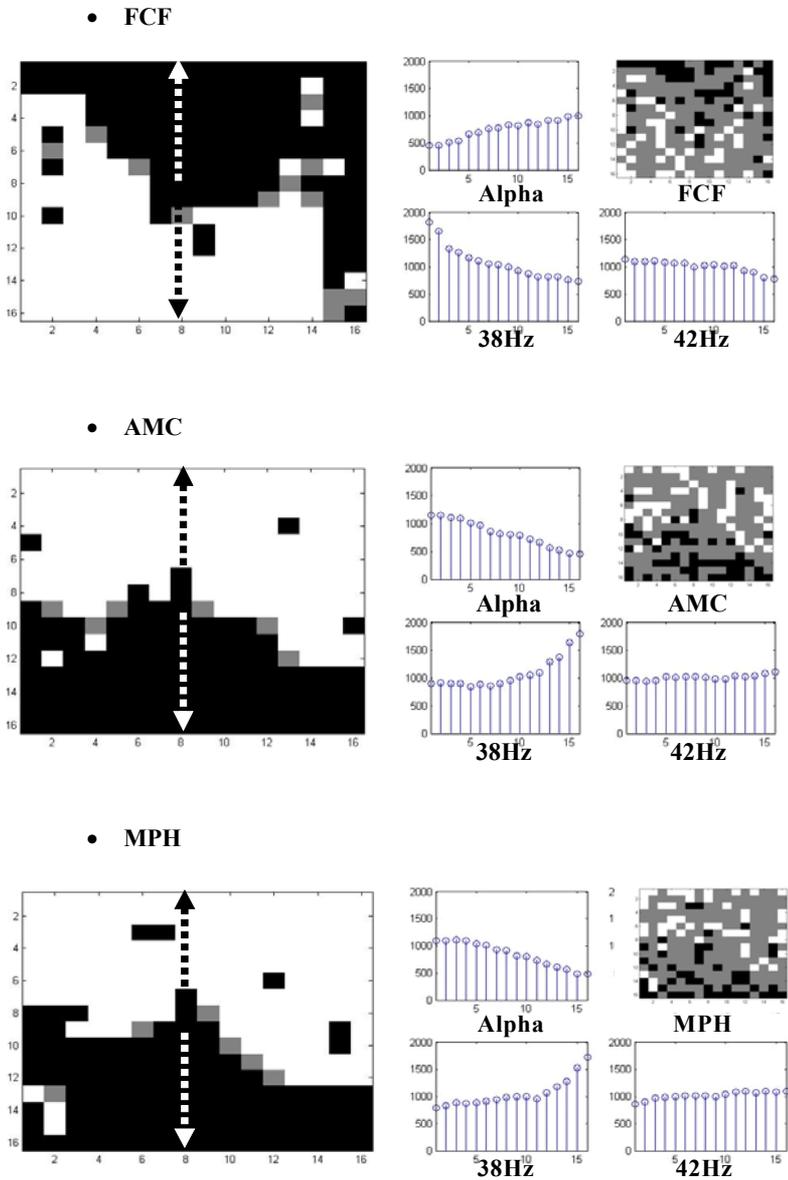


Figura 43 Resultados del entrenamiento del mapa autoorganizativo.

En la Figura 43 se muestran los resultados de forma visual. En la esquina superior derecha se aprecia la estructura de 16 por 16 neuronas coloreadas según la neurona fue activada bajo la condición de Atender (negro), Ignorar (blanco) o no fue activada (gris). A la izquierda, en grande, se presenta la misma estructura en donde las neuronas grises fueron promocionadas a blanco o negro. La flecha representa la línea a lo largo de la cual fueron seleccionadas las 16 neuronas para el análisis de sus componentes. A la derecha, de nuevo, los valores de las componentes de las 16 neuronas seleccionadas representadas en unidades arbitrarias. Las gráficas muestran los resultados para todos los participantes excepto ENG y DLG. La figura muestra los valores de las componentes para los 6 sujetos bajo análisis y corresponden a la gráfica de 38Hz Figura 43. Se aprecia una variación de esta componente según la localización de la neurona, tomando los valores más bajos en el extremo del área definida por la condición Ignorar y los más altos en el extremo de Atender. Esto constituye una evidencia de que la atención selectiva es capaz de modular los PEAEE generados en el tronco cerebral.

Del análisis de las componentes de las neuronas seleccionadas para los 6 sujetos se desprende que existe Alpha-desincronización con atención selectiva, esto es la potencia de la banda Alpha disminuye cuando se presta atención al estímulo y viceversa cuando se ignoran. Para la potencia del PEAEE a 38 Hz se aprecia una clara sincronización bajo la condición de atender y al contrario bajo la atención de ignorar. Este comportamiento es exactamente el contrario al de la banda alfa y exactamente el esperado

Para el PEAEE a 42 Hz no se pueden extraer conclusiones cerradas. Parece permanecer aproximadamente plano bajo cualquier condición, que es el comportamiento esperado, pero con una significativa tendencia en alguno de los sujetos (MAL y EMP) similar a la del PEAEE a 38 Hz. Una explicación para este efecto podría ser una falta de atención selectiva en estos sujetos que producen una indeseada sincronización para el PEAEE a 42Hz. Esta justificación sería consistente con la valoración hecha por los participantes de que los trials eran muy largos para poder prestar atención constante todo el tiempo.

El comportamiento de los PEAEE y la banda alfa bajo las condiciones Atender e Ignorar puede ser usado de forma conjunta con otras características para mejorar la tasa de aciertos en clasificación. Sin embargo en este estudio no ha sido

probado que este hecho pueda usarse de una manera efectiva en BCI. La energía de los PEAE es extremadamente débil, con amplitudes inferior a la unidad de microvoltio. Para mejorar la SNR, en este estudio se propusieron trials de 44 segundos de duración para una única decisión binaria. Esto lleva a un máximo ITR de tan solo 1.4 bpm. Otra consideración es el hecho de que en 2 de los 8 participantes el experimento no funcionó en absoluto, y en 2 de los restantes 6 participantes, la atención selectiva no funcionó adecuadamente, siendo que la tendencia del estímulo ignorado siguió la del atendido

6.4 Conclusiones

En este estudio se han visto evidencias de que la atención selectiva puede modular la potencia de los PEAE, que son potenciales generados en el tronco cerebral y por tanto podría usarse en el diseño de sistemas BCI.

Un mapa autoorganizativo fue usado en una estructura de 16 por 16 neuronas y el peso de sus componentes ha sido analizado bajo las condiciones de Atender e Ignorar. Las componentes bajo análisis han sido la potencia de la banda alfa (8-13 Hz) y la de los PEAE a 38 Hz y 42 Hz. Para cada sujeto, se seleccionaron para su análisis 16 neuronas alineadas a lo largo de la dirección de máxima variación de estas componentes.

En el análisis se ha observado que para 6 de los 8 participantes, las neuronas se posicionaron en torno a dos clases en una proporción que encaja con la del número de trials bajo la condición Atender e Ignorar (50%), definiendo unos límites claros.

Se ha observado, bajo la condición de Atender, una sincronización de la banda alfa y desincronización del PEAE atendido y viceversa para los trials bajo la condición de Ignorar. Este es el efecto esperado.

Para el PEAE correspondiente al estímulo a 42 Hz no se pueden extraer conclusiones cerradas, si bien, para la mayoría de los participantes, permaneció independiente de la condición del trial. Es posible que la falta de atención selectiva al estímulo o la capacidad para la prestar atención durante la extensa duración del trial haya podido influir en este hecho.

Pese a encontrar evidencias de la modulación de la potencia en PEAE por medios cognitivos, no se puede asegurar que este

hecho pueda ser usado de forma eficiente en BCI, debido a la pobre ITR que puede alcanzarse en trials de 44 segundos para una única decisión binaria.

En el futuro se propone el estudio de distintas técnicas para aumentar el ITR. Éste puede ser mejorado usando más estímulos simultáneamente, pasando de un paradigma de tipo binario a uno multidimensional.

También se propone el uso de más características, junto con la potencia de los PEAE para la clasificación. Por ejemplo la potencia en banda alfa o el uso del P300, que pueden ser modulados por la atención selectiva [MAATTA05].

Una última consideración es la de tener en cuenta el diseño de un paradigma completamente auditivo, libre de estímulos visuales, incluso para el biofeedback, adecuado para pacientes completamente paralizados. Esto puede conseguirse con la presentación de las preguntas mediante alocuciones y con el uso de auriculares en vez de una pantalla.

DISEÑO DEL BCI- DEPRACAP

7 Diseño del BCI -DEPRACAP

En este capítulo se aborda el análisis de los criterios de diseño desde una perspectiva abstracta, reduciendo las posibilidades mediante el examen de los fundamentos que sustentan los sistemas BCI hasta encontrar la propuesta óptima que cumple con ellos.

7.1 Criterios

Los objetivos marcados para esta tesis son el diseño de un sistema BCI en el que se intenta buscar una solución óptima para una serie de características o prestaciones. Como criterios de diseño se fijan la optimización de:

Tiempo de preparación: Se trata del diseño de un sistema "plug and play". Para ello se buscará un diseño en el que intervengan un mínimo número de electrodos, por la incomodidad que supone su uso y el tiempo necesario para su preparación, y un tiempo de entrenamiento reducido, limitado sólo al necesario para familiarizarse con el sistema.

Esfuerzo cognitivo: Se intentará que el paradigma usado

cause el mínimo coste cognitivo, permitiendo así sesiones tan largas como el sujeto crea oportuno, sin que existan limitaciones de tipo funcional.

Adaptabilidad: Tiene que permitir ajustarse a las características del sujeto sin esfuerzo para éste y modificar su comportamiento en función de las fluctuaciones del sujeto mediante el empleo de métodos inteligentes o adaptativos. También debe permitir su uso a sujetos que no puedan mover los ojos o lo hagan con dificultad como son aquellos que sufren un estado avanzado de ELA.

Transferencia de Información: La máxima ITR publicada hasta la fecha que es de 68 bpm [GAO03] fue obtenida mediante el uso de un paradigma multiclase (48 clases). Para paradigmas binarios el ITR alcanzable está típicamente por debajo de los 20 bpm. Dependiendo del tipo de paradigma y del número de clases usadas se intentará optimizar la ITR. Este objetivo implica necesariamente que el sistema trabaje en tiempo real.

7.2 Análisis de los criterios de diseño

7.2.1 Tiempo de preparación

Para cumplir con este requisito nos debemos exigir un sistema fácil de instalar y de mantener, con un mínimo número de electrodos y con un mínimo entrenamiento. Así fácilmente se puede descartar un BCI basado en PCL o ritmos cerebrales por la gran duración que requiere su entrenamiento que puede durar incluso varios meses, en donde se recogen los parámetros básicos de cada individuo y éste aprende el comportamiento del sistema. Por tanto, y atendiendo a este criterio, pensaríamos como primera opción el diseño de un BCI basado en potenciales evocados.

7.2.2 Esfuerzo cognitivo

Para el diseño de un BCI de bajo esfuerzo cognitivo es fundamental un buen diseño del paradigma. Hasta la fecha, no existen estudios objetivos comparativos sobre la fatiga mental

causada por uno u otro tipo de BCI. Un aspecto a tener en cuenta para los BCI que necesitan de estimulación externa (exógenos) es un diseño adecuado de la propia estimulación que no cause fatiga ni esfuerzos innecesarios en el sujeto. Entre posibles efectos indeseados se encuentran:

- Adaptación: Consiste en una respuesta del sistema nervioso que anula el estímulo, sobre todo cuando éste se produce de forma reiterada, sin aporte de información, o no es del interés para el sujeto.
- Fatiga: La presentación de un estímulo de forma repetitiva puede llegar a causar fatiga en los órganos sensoriales. Por ejemplo, estímulos visuales de tipo Flash pueden cansar la vista por los cambios tan bruscos de luminosidad promedio que se producen en un corto periodo de tiempo.

Es por ello que hay que incidir en un correcto diseño de la estimulación para evitar o reducir estos efectos.

7.2.3 Adaptabilidad

Dado la naturaleza no estacionaria de las señales de EEG y la plasticidad del sistema nervioso central, capaz de aprender, adaptarse y modificarse según necesidad, es necesario diseñar un sistema que sea capaz de realizar una adaptación, en tiempo real, a dichos cambios. Para ello podemos optar entre distintas técnicas como RNA o SVM.

Las RNAs se usan frecuentemente como clasificadores no lineales. Uno de los motivos para ello es la facilidad de uso y robustez en la elección de los valores de los parámetros de la red. Existen muchos y diversos tipos de RNA. Cada uno responde más eficientemente a un tipo de problema, de modo que la elección del tipo de RNA más apropiado es clave. Una de las más usada es el perceptrón multicapa feedforward con algoritmo de back-propagation para el aprendizaje, el cual es un aproximador universal y es un excelente clasificador de patrones. De estos y otros tipos bien conocidos de RNA se puede ahondar en su conocimiento a través de la literatura, en donde [HAYKIN99] constituye todo un clásico.

Existen estudios en donde las RNAs se usan como clasificadores en sistemas BCI. Por ejemplo en [LOPEZ07] hemos usado un MLP para clasificar PEAE mientras que en [LOPEZ07a]

hemos usado un mapa autoorganizativo para probar que la amplitud de los PEAAE pueden ser modulados por atención selectiva y por ende ser usados en un BCI.

El SVM es una técnica desarrollada por Vapnik [VAPNIK98] que ya algunos autores de BCI han usado para clasificación. En [NAVIN04] se usa para reducir significativamente el número de canales de EEG usados con un bajo impacto en la tasa de acierto en clasificación en un paradigma basado en el ritmo mu y la imaginación motora. En [GARCIA07] se utiliza un paradigma basado en 3 tareas mentales para comparar un clasificador basado en SVM incremental con clasificadores no adaptativos, mostrando una superior ventaja del primero.

En cualquier caso el número de canales usados con clasificadores adaptativos es generalmente muy elevado, superando la decena de canales. Este hecho se contrapone al objetivo de sencillez, que persigue la minimización de su número. Otra pega al uso de este tipo de clasificadores es el entrenamiento. Al ser adaptativos deben aprender de sus errores, pero para ello hay que comunicarle al sistema si la decisión tomada es errónea, para reajustar sus parámetros minimizando el criterio de error definido. Esto nos lleva a pensar que es clave no sólo el tipo de clasificador utilizado sino también el diseño del paradigma, ya que tiene que ofrecer mecanismos al sistema que le permitan conocer sus propios errores. Estos mecanismos tienen que interrumpir lo mínimo posible su operación, influyendo mínimamente en sus prestaciones. Para ello un acertado diseño del biofeedback es clave.

Para que el sistema pueda ser usado por personas incluso en estados avanzado de ELA, es imprescindible que sus prestaciones no dependan de movimientos oculares. De ahí, sistemas basados en estimulación visual, P300 o potenciales evocados de estado estable, estarían descartados, dando paso a otro tipo de BCI como el basado en los ritmos cerebrales o potenciales evocados auditivos. Sin embargo estos tipos de BCI han demostrado una ITR baja, en comparación con, por ejemplo, los basados en PEVEE. Sería por tanto importante buscar algún tipo de paradigma o sistema BCI que tuviese las prestaciones de los basados en PEVEE y la facilidad de uso para sujetos que sufren de ELA, como los basados en ritmos cerebrales.

Un híbrido entre BCI de tipo endógeno y exógeno podría ser la mejor solución. Se usaría un sistema BCI exógeno basado en PEVEE, por sus altas prestaciones en términos de ITR, en el que no hiciera falta mover los ojos. Eso se podría conseguir en un paradigma del tipo de los usados en los BCI endógenos, a 2

niveles. En el paradigma habría un único estímulo que ocuparía todo el campo visual y el paradigma consistiría en atender o no a dicho estímulo. De esta forma no haría falta mover los ojos, algo que es difícil en estados muy avanzados de ELA. También existiría la posibilidad de usar un paradigma basado en estímulos auditivos. Sin embargo, las bajas prestaciones de este tipo de BCI [NIJBOER08] hacen descartar esta idea (ver Figura 44). Un BCI basado en árbol binario de selección necesita al menos de una tasa de acierto en la clasificación del 70% para una comunicación efectiva (en torno a una ITR de 2 bits de información real por minuto para 12 trials clasificados en dicho tiempo) [PERELMOUTER00]. En el estudio presentado en la Figura 44, en promedio no se llegó ni siquiera a ese valor al finalizar los 10 bloques para estimulación auditiva, mientras que cuando los estímulos eran visuales, siempre se estuvo por encima de dicho valor.

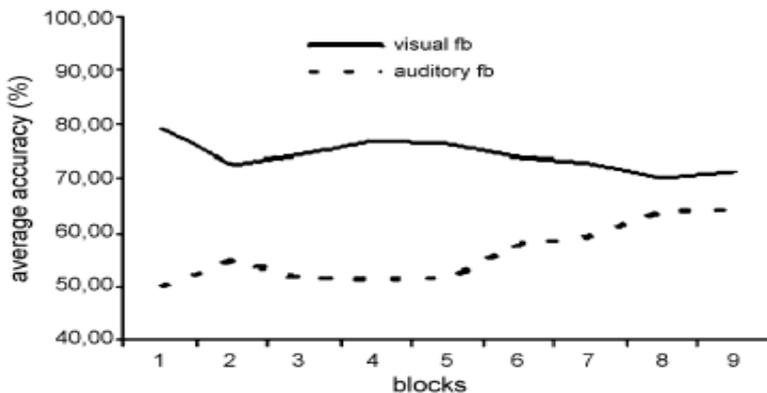


Figura 44 Comparativa BCI basado en P300 auditivo y visual. Estudio comparativo de las prestaciones de un BCI basado en P300 por medio de estimulación auditiva y visual en pacientes de ELA. Se observa una tasa de acierto muy superior con estimulación visual. Fuente [NIJBOER08].

7.2.4 Transferencia de Información

Son varios los factores que inciden en el ITR, como es el caso de la probabilidad de acierto en la clasificación, el número

de símbolos que pueden transmitirse y el tiempo necesitado para realizar una clasificación o tiempo de trial. Por ejemplo en [GAO03], donde se obtiene el máximo ITR publicado hasta la fecha (68 bpm. ó 1.13 bps) se obtuvo una probabilidad de acierto del 87%, con 48 símbolos y una duración de 3.8 s. segundos por trial. Estos factores están interrelacionados y la modificación de alguno de ellos incide en otros. Por ejemplo para trials de duración muy corta se producirán mayores errores en la clasificación que para aquellos de duración más larga.

Partiendo de un paradigma de tipo binario, es decir la clasificación se reduce a uno de los posibles símbolos $\{S_0, S_1\}$, las consideraciones anteriores quedan reflejadas en la Ec 5 [SHANNON64]

$$ITR(bps) = \frac{-[p_{s_0} \log_2(p_{s_0}) + (1 - p_{s_0}) \log_2(1 - p_{s_0})] + p_a \log_2(p_a) + (1 - p_a) \log_2\left(\frac{1 - p_a}{N - 1}\right)}{T} \quad Ec\ 5$$

donde N es el número de símbolos, p_{s_0} es la probabilidad de que se transmita el símbolo S_0 , p_a es la probabilidad de acierto en la clasificación y T es el tiempo que se tarda en transmitir un símbolo. En nuestro caso, partiremos de un paradigma de tipo binario $N = 2$, y un objetivo en $ITR = 1.13bps$. Sustituyendo estos valores en Ec 5, nos lleva a la siguiente ecuación, que enfrenta el tiempo de duración de un símbolo con la probabilidad de error.

$$T(s) = \frac{1 + p_a \log_2(p_a) + (1 - p_a) \log_2(1 - p_a)}{1.13} \quad Ec.\ 6$$

Como criterio de diseño se plantea que la probabilidad de acierto quede acotada a un mínimo del 85% ($p_a = 0.85$). Entonces el tiempo de trial queda acotado al rango $0.35s \leq T \leq 0.89s$. Para una tasa de acierto típica del 90% ($p_a = 0.9$) el tiempo de trial resulta ser de $T = 0.47s$. Este parámetro descarta los BCI de tipo endógeno, ya que, para clasificación binaria, necesitan duraciones de un orden magnitud superior, típicamente 5 segundos, para tasas de acierto próximas al 90%.

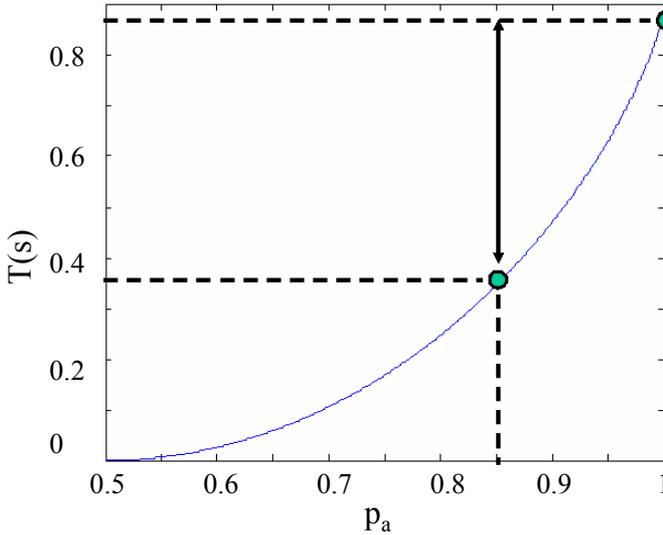


Figura 45 Representación gráfica de la Ec. 6. Para una p_a superior al 0.85 los dos puntos verdes acotan los tiempos máximo y mínimo de trial.

Sin embargo el diseño de trials de duración tan corta se contrapone al criterio de minimizar el esfuerzo cognitivo, ya que obliga al sujeto a conmutar entre estados mentales más de una vez por segundo. Para ello se podría plantear un mayor número de símbolos a transmitir, por ejemplo 16, con un conjunto de símbolos $\{S_0, S_1..S_{15}\}$. Para este caso se aplicaría la Ec. 7:

$$ITR(bps) = \frac{-\left[\sum_{n=0}^{n=15} p_{S_n} \log_2(p_{S_n}) \right] + p_a \log_2(p_a) + (1-p_a) \log_2\left(\frac{1-p_a}{N-1}\right)}{T} \quad Ec. 7$$

y considerando de nuevo una tasa de acierto típica del 90% de símbolos equiprobables ($p_{S_n} = \frac{1}{15}$), una ITR de 1.13 bps, sustituyendo en Ec. 7, la duración del trial necesaria sería de $T = 2.78s$. Esta duración de trial sí se podría considerar

suficientemente holgada como para no limitar el sistema por el esfuerzo cognitivo a desarrollar por el sujeto.

Un diseño basado en un número de símbolos muy superior a dos mejoraría notablemente el esfuerzo cognitivo. Sin embargo no podría realizarse con BCI basados en ritmos cerebrales o PCL, ya que son por su naturaleza de tipo binario. Esto se podría conseguir mediante un BCI exógeno, en donde se presentan simultáneamente al sujeto de más de dos estímulos. Pero a su vez, para estímulos visuales, podría incurrir en la necesidad de tener que mover los ojos para dirigir la mirada a cada estímulo, lo cual contradice uno de los criterios de diseño expuestos anteriormente mientras que la estimulación auditiva es descartada por las razones explicadas en la Figura 44.

Por tanto, y pese a que la ITR y el esfuerzo cognitivo pueden verse beneficiados por la presentación simultánea de muchos estímulos, en el diseño que se propone se reducirá a un único estímulo con un BCI de tipo exógeno. De esta forma el planteamiento queda restringido a un sistema binario, con símbolos a clasificar $\{S_0, S_1\}$.

El siguiente paso sería, puesto que se propondrá un sistema de tipo binario, el conseguir reducir el esfuerzo cognitivo, consiguiendo duraciones de trials, para una tasa de acierto típica del 90%, ampliamente superiores al valor calculado con anterioridad ($T = 0.47s$).

Una posibilidad consiste en el diseño de un paradigma en donde uno de los símbolos sea mucho más probable que el otro. En este caso, y puesto que se esperan largas cadenas de este símbolo y a duras penas el del símbolo raro o poco probable, un diseño inteligente del paradigma haría que el sujeto realizara un escaso esfuerzo cognitivo durante la transmisión de los símbolos muy probables y viceversa para los poco probables. Es decir el sistema debería presuponer que se transmite el símbolo muy probable salvo que el sujeto haga el esfuerzo cognitivo suficiente para desmentir este hecho.

La generación de símbolos no equiprobables implica una desigual cantidad de información transportada por cada uno de ellos que merece la pena analizar. De acuerdo con la teoría de la información clásica la cantidad de información que una fuente de información binaria genera (entropía) es [SHANNON48]:

$$H(S) = -[p_0 \log_2(p_0) + p_1 \log_2(p_1)] \quad \text{Ec. 8}$$

donde p_0, p_1 son las probabilidades respectivas de enviar los símbolos S_0, S_1 respectivamente. Como para fuentes binarias $p_1 = 1 - p_0$, entonces la Ec. 8 queda como:

$$H(S) = -[p_0 \log_2(p_0) + (1 - p_0) \log_2(1 - p_0)] \quad \text{Ec. 9}$$

La Figura 46 muestra la cantidad de información $H(S)$ generada por una fuente binaria en función de las probabilidades de los símbolos que transmite.

Se observa que la máxima cantidad de información que la fuente es capaz de transmitir se da para el caso de símbolos equiprobables $p_0 = p_1 = \frac{1}{2}$ con un valor máximo de $H(S) = 1 \text{ bits / símbolo}$. Pero para valores muy alejados de la equiprobabilidad, esta cantidad de información cae drásticamente. Por ejemplo para valores de $p_0 = 0.1, p_1 = 0.9$ tendríamos una cantidad por símbolo menor de la mitad del valor máximo posible $H(S) = 0.47 \text{ bits / símbolo}$ (ver Figura 46).

Por tanto estamos ante un problema complejo de diseño, en donde por un lado se desea un paradigma de tipo binario, con símbolos no equiprobables para reducir el esfuerzo cognitivo pero por otra se desea que sean de probabilidad parecida para no incidir negativamente en la ITR.

Para hacer el estudio de la secuencia de bits que reúnen todos los criterios del párrafo anterior, recurriremos a una codificación de fuente, en donde agruparemos los símbolos $\{S_0, S_1\}$ de la fuente binaria en clases de M códigos formadas por secuencias de estos símbolos de la forma mostrada en Tabla 7.

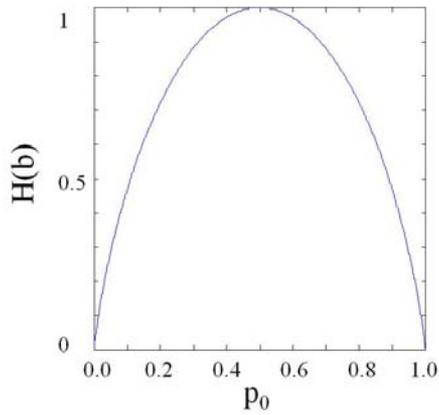


Figura 46 Curva de entropía de una fuente binaria.
Entropía de una fuente binaria H en bits en función de la probabilidad de uno de los símbolos.

Clase	Número de Códigos	Codificación
0	2	$\{S_0\}$ $\{S_1, S_0\}$
1	3	$\{S_0\}$ $\{S_1, S_0\}$ $\{S_1, S_1, S_0\}$
2	4	$\{S_0\}$ $\{S_1, S_0\}$ $\{S_1, S_1, S_0\}$ $\{S_1, S_1, S_1, S_0\}$
...
M-2	M	$\{S_0\}$ $\{S_1, S_0\}$... $\{S_1, S_1, \dots, S_0\}$

Tabla 7 Codificación en función del número de códigos por clase.

Supongamos una fuente binaria $H(S)$ transmitiendo el conjunto de símbolos $\{S_0, S_1\}$. Sea S_1 el símbolo muy probable y S_0 el poco probable. Supongamos que la fuente transmite cadenas de símbolos de una clase, de longitud máxima M . Cada cadena de longitud L estará formada por $L-1$ símbolos S_1 terminadas por 1 símbolo S_0 , en donde $L \leq M$. Dado que no conocemos la longitud a priori de la cadena de símbolos que se quiere enviar podemos considerarlo un proceso aleatorio, definido por la variable aleatoria Γ , con distribución uniforme.

$$P(\Gamma) = \frac{1}{M} \quad \text{Ec. 10}$$

Así la longitud media de cadenas de símbolos emitidas por la fuente sería

$$\bar{\Gamma} = E[\Gamma] = \sum_{n=1}^M nP(\Gamma) = \frac{1}{M} \sum_{n=1}^M n = \frac{(1+M)M}{2M}$$

$$\bar{\Gamma} = \frac{(1+M)}{2} \quad \text{Ec. 11}$$

La Tabla 8 muestra distintos valores de $\bar{\Gamma}$ para distintas clases

Clase	Número de códigos	$\bar{\Gamma}$
0	2	1.5
1	3	2.0
2	4	2.5
3	5	3.0
4	6	3.5
5	7	4.0
6	8	4.5

..
M-2	M	(1+M)/2

Tabla 8 Códigos disponibles por longitud media de mensaje. Esta tabla presenta, para cada clase, la longitud media en unidades de símbolos.

Como cada cadena de símbolos transmitida tiene una longitud promedio de $\bar{\Gamma}$, esta longitud promedio se puede expresar como una cadena de $\bar{\Gamma} - 1$ símbolos S_1 más 1 símbolo S_0 . De aquí las probabilidades para los símbolos S_0, S_1 son:

$$p_0 = \frac{1}{\bar{\Gamma}} \quad p_1 = \frac{\bar{\Gamma} - 1}{\bar{\Gamma}} \quad \text{Ec. 12}$$

La Ec. 12 nos da las probabilidades de los símbolos S_0, S_1 en función de la longitud promedio de los códigos transmitidos, que corresponde a clases distintas con distinto número de códigos que pueden transmitirse por clase (ver Tabla 8). Sustituyendo en Ec 5, y despejando el tiempo de trial tendremos:

$$T(s) = \frac{-\left[\frac{1}{\bar{\Gamma}} \log_2\left(\frac{1}{\bar{\Gamma}}\right) + \left(1 - \frac{1}{\bar{\Gamma}}\right) \log_2\left(1 - \frac{1}{\bar{\Gamma}}\right)\right] + p_a \log_2(p_a) + (1 - p_a) \log_2\left(\frac{1 - p_a}{N - 1}\right)}{ITR} \quad \text{Ec. 13}$$

La Figura 47 representa gráficamente la Ec. 13 con $N = 2, ITR = 1.13 \text{ bits / segundo}$ para un valor típico de la tasa de acierto del 90% ($p_a = 0.9$) para distintos valores de $\bar{\Gamma}$. Como se aprecia en la Figura 47 no existe una relación lineal entre la longitud promedio de codificación de la fuente y el tiempo necesario para obtener una ITR determinada. En la figura se aprecia un máximo para una $\bar{\Gamma} = 2$. Aunque la función de la figura es continua, en realidad sólo puede tomar valores discretos, ya que la cantidad de símbolos que se envía así lo es. De esta forma la Tabla 9 muestra los valores discretos de interés, alrededor del máximo.

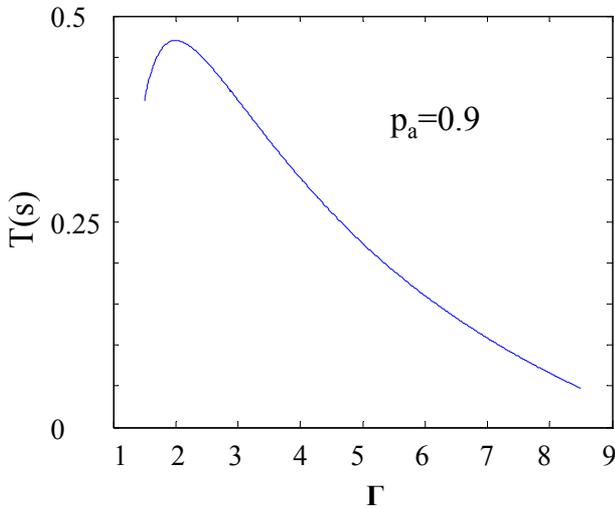


Figura 47 Curva de duración de símbolo en función de la longitud media.

Duración de un símbolo binario en función de las probabilidades de error Binaria para distintas longitudes medias de la codificación con $ITR=1.13$, $N=2$, $p_a=0.9$.

Número de Códigos	$\bar{\Gamma}$	Duración por símbolo (s)	Duración media por trial (s)
2	1.5	0.40	0.60
3	2.0	0.47	0.94
4	2.5	0.44	1.10
5	3.0	0.40	1.20
6	3.5	0.35	1.22

Tabla 9 Duración máxima de la transmisión de un símbolo de una fuente binaria en función de la longitud de la codificación media para $ITR=1.13$, $N=2$, $P_a=0.9$.

Analizando los valores de la Tabla 9, como criterio de diseño se debería escoger un valor de $\bar{\Gamma}$ acotado a los valores $\{2,2.5\}$

que corresponde a clases con un número de códigos {3,4} respectivamente ya que muestran los valores de tiempo mayores.

Nos aseguramos que la codificación de los estados propuesta cumple con el Primer Teorema de Shannon, o de Codificación de Fuente, que demuestra que para transmitir la información de la fuente o su entropía $H(S)$ hace falta codificarla mediante un código cuya longitud promedio cumpla con la desigualdad

$$\bar{\Gamma} \geq H(S) \tag{Ec. 14}$$

La Tabla 10 muestra la entropía de la fuente junto con la longitud media de código y la eficiencia del código estimada como (ver Ec. 15).

$$\eta = \frac{H(S)}{\bar{\Gamma}} \tag{Ec. 15}$$

Número de Códigos	$\bar{\Gamma}$	H(S)	$\eta(\%)$
2	1.5	1.00	67
3	2.0	1.58	79
4	2.5	2.00	80
5	3.0	2.32	77
6	3.5	2.58	74

Tabla 10 Eficiencia de las distintas codificaciones propuestas.

Todas la clases cumplen con la Ec. 14 por tanto todos pueden ser utilizados. La eficiencia del código no es de utilidad como criterio de diseño ya que para todas las codificaciones el ITR está garantizado a 1.13 bps.

Por último queda un análisis de las distintas codificaciones propuestas en función de la carga cognitiva. A priori la codificación propuesta con 6 códigos parece ideal ya que las decisiones se pueden tomar cada 1.22 s. Sin embargo, hay que tener en cuenta que el esfuerzo cognitivo mayor hay que realizarlo en un intervalo muy breve de tiempo de tan solo 0.35

s. Esto podría suponer un problema, ya que no todo el mundo podría ser capaz de conmutar entre dos estados mentales en tan corto espacio de tiempo. Al otro lado de la tabla, para un número de códigos de 3, el tiempo en el que hay que realizar el esfuerzo cognitivo máximo es suficientemente amplio de 0.47 s, pero a costa de tener que realizarlo con una frecuencia superior a 1 vez por segundo. Un punto de equilibrio podría suponer un número de códigos igual a 4, con un tiempo por símbolo cercano y duración de trials cercanos al máximo, 0.44 s y 1.10 s respectivamente.

En cualquier caso, para cada paradigma o aplicación diseñada habrá que realizar un estudio específico que tenga en cuenta estas consideraciones y elegir en cada caso la codificación más apropiada.

7.3 Propuesta de diseño

A continuación se presenta una tabla resumen con los criterios de diseño expuestos en esta tesis y las distintas tecnologías BCI. M y B significan deficiente y eficiente respectivamente.

TIPOS DE BCI		Tiempo de preparación	Esfuerzo cognitivo	Adaptabilidad	ITR
Endógenos	Rítmicos cerebrales	M	M	B	M
	PCL	M	M	B	M
Exógenos	P300 (auditivo)	B	B	B	M
	P300 (visual)	B	B	M	B
	PEVEE	B	B	M	B

Figura 48 Comparación de los distintos tipos de BCI con los criterios de diseño.

De entre todos los tipos de BCI basados en EEG existentes nos inclinamos por un BCI basado en PEVEE debido a que reúne a priori buena parte de las características que lo hacen ideal para

la consecución de los objetivos marcados. Éste es un tipo sencillo de BCI que necesita poco entrenamiento, el número de electrodos necesarios es bajo, debido a que la característica a extraer predomina en un área muy concentrada del cortex y con él se ha obtenido el máximo ITR publicado nunca con un sistema en tiempo real.

Sin embargo nos quedaría pendiente el criterio de adaptabilidad. Se debería realizar el diseño de un paradigma en donde no fuese necesario mover los ojos. Para ellos se propone un diseño de tipo binario con una única excitación, de manera que no sea necesario dirigir la mirada hacia las distintas fuentes de estimulación. La clasificación binaria se establece entonces entre los distintos niveles de energía que presenta la respuesta fisiológica de la estimulación modulados por un factor cognitivo, la atención.

A continuación se presenta un cuadro sinóptico de las características más relevantes del diseño del sistema

CARACTERÍSTICAS DE DISEÑO	
Tipo de BCI	Basado en PEVEE binario
Bioseñales	EEG
Número de electrodos	1 único canal diferencial (Oz-Fz) y referencia de tierra (A2)
ITR	Diseñado para conseguir una ITR de 0.97 bps, con un tiempo por trial de 1 segundo y una tasa de acierto del 100%. Para una tasa de acierto del 95%, bajo las mismas condiciones se podrían alcanzar los 0.68 bps.
Usuario	Cualquier sujeto con capacidades cognitivas y sistema visual intactos, aunque no hace falta mover los ojos para localizar el estímulo
Entrenamiento	No hay necesidad de entrenamiento. Solamente lo necesario para entender el concepto del paradigma y familiarizarse con su uso. Típicamente menos de una hora
Esfuerzo cognitivo	Se requiere que el sujeto conmute entre atender e ignorar un estímulo visual cada 2.50 s. para obtener una tasa de 0.68 bpm. al 95% de acierto en la clasificación y 1 segundo por trial
Arranque del sistema	Manualmente por operador externo

Calibrado del sistema	El calibrado se produce automáticamente al arrancar el sistema para obtener la amplitud y fase de la respuesta evocada al estímulo presente. Después y durante la duración del trial esta respuesta es actualizada en tiempo real mediante una ventana deslizante para cumplir con el criterio de adaptabilidad en tiempo real a las condiciones del sujeto.
Estimulación	Mediante pantalla de CRT de 30x40 cms, a una frecuencia de 140 Hz y 800x600 de resolución a una distancia de 100 cm.
Biofeedback	Presentado junto con la estimulación

Figura 49 Características de diseño del BCI-DEPRACAP.

7.4 Estimulación

A continuación se expondrán los principios fisiológicos y cognitivos necesarios para entender el diseño de la estimulación y los principios que inspiran su uso.

7.4.1 Principios fisiológicos

El sistema visual humano es un complejo sistema formado principalmente por un órgano sensorial externo, el ojo, capaz de recoger y convertir los fotones provenientes de una imagen en señales o impulsos eléctricos junto con su procesamiento previo; un sistema para el transporte de la señales eléctricas, el nervio óptico y una serie de órganos de procesamiento de dichas señales como son el núcleo geniculado lateral y la corteza visual primaria (ver Figura 50).

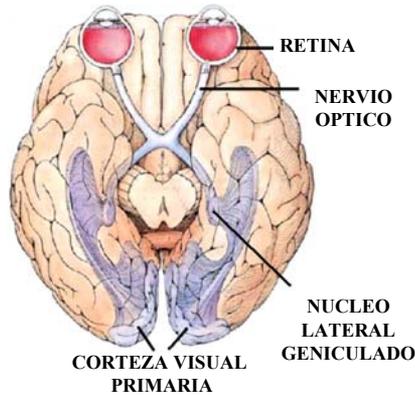


Figura 50 Sistema visual humano. Fuente [SANTOS].

7.4.1.1 Funciones retinianas

El primer centro nervioso del sistema visual humano es la retina. Un conocimiento de su fisiología es clave para entender el fundamento del sistema BCI propuesto en esta tesis.

La retina es la parte del ojo encargada de la recepción de la imagen y su transformación en impulsos eléctricos. Está constituida en capas y en la última de ellas se encuentran los fotorreceptores que realizan la transducción de fotones en potenciales eléctricos, los conos y los bastones:

- Los conos son altamente sensibles a los colores rojo, verde y azul y cada cono responde a uno solo de estos colores con una sensibilidad de siete fotones [NICHOLLS92].
- Los bastones son tan sensibles a la luz que son capaces de responder ante un único fotón. Se encuentran en mucha mayor cantidad y son los que posibilitan la visión nocturna, ya que durante el día se encuentran saturados.

La distribución de estos fotorreceptores en la retina no es uniforme. Los conos se encuentran en una concentración mucho mayor en el centro del campo visual disminuyendo con la excentricidad y viceversa los bastones. Así la retina puede considerarse dividida en 3 áreas (ver Figura 51):

- La llamada la fovea, que abarca una excentricidad de 5° , posee la más alta densidad de conos y la de los bastones es inexistente.
- La zona intermedia que abarca entre los 5° y los 8° de excentricidad donde hay presencia de conos y bastones
- la zona periférica, de una excentricidad superior a los 8° en donde la presencia de los conos es mínima.

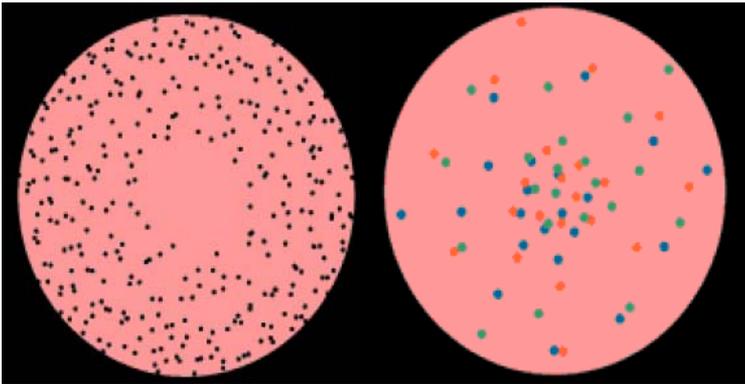


Figura 51 Concentración de fotorreceptores en la retina. Concentración de conos (puntos de colores) y bastones (puntos negros) en la retina en función de su excentricidad. Fuente [SANTOS].

La información visual es transmitida desde los fotorreceptores hacia las células bipolares y horizontales en la llamada capa Plexiforme Externa. Allí se realizan funciones de realimentación hacia los fotorreceptores, realizando promediados de luminosidad, tanto temporal como espacial, ejerciendo un control de la sensibilidad de los fotorreceptores.

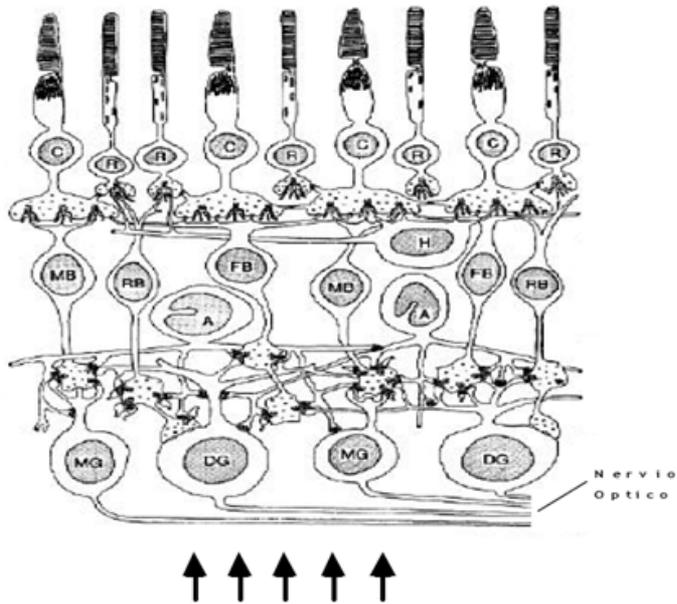


Figura 52 Capas de la retina.

Diversas capas de la retina formadas por los conos y bastones (parte superior), células bipolares y horizontales (capa Plexiforme Externa) y las células amacrinas y ganglionares (capa Plexiforme Interna). Fuente [RDSOLAR97].

La información visual es transmitida desde las células bipolares hacia las células ganglionares con intermediación de las anacrinas, en la llamada capa Plexiforme Interna de la retina (ver Figura 52).

En la zona periférica, donde hay más bastones, cada célula ganglionar puede estar conectada hasta con miles de fotorreceptores. Es por este motivo por lo que la visión periférica es más sensible a la luz, pero a costa de una peor resolución espacial. Sin embargo en la zona central o de visión foveal la conexión de los fotorreceptores, mayoritariamente conos, con las células ganglionares se realiza en proporciones entre 1 a 10. Esto provoca una buena resolución espacial pero con menor sensibilidad a la luz (ver Figura 53).

Las células ganglionares, después de un procesamiento relativo al contraste, normalización y compensación lumínica,

codifican la información visual por medio de pulsos eléctricos y la transmiten a través del nervio óptico.

La densidad de las células ganglionares, al igual que la de los conos, disminuye con la excentricidad, mientras que el tamaño de sus campos receptivos aumenta con ésta.

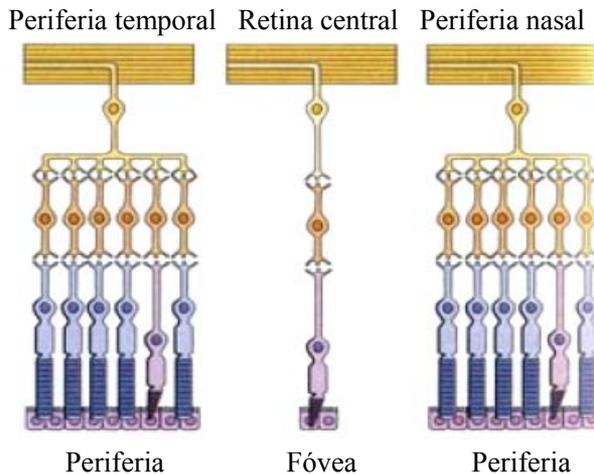


Figura 53 Conexión de la retina con el nervio óptico. Fuente [SANTOS].

Existe alrededor de 126 millones de fotorreceptores en la retina, sin embargo, el número de fibras provenientes de las células ganglionares que transmiten información al nervio óptico es de 1 millón aproximadamente [GUPTA94]. De esta forma, la retina realiza una compresión de la información visual, con un factor de 126:1. Este estructura y distribución de fotorreceptores permite disponer de una buena resolución espacial, buena sensibilidad a la luz y un número reducido de receptores y de fibras de transmisión a costa de la necesidad de mover los ojos para explorar el campo visual

7.4.1.2 Potenciales evocados visuales

La corteza visual primaria (V1), también conocida como corteza estriada o área 17, se ubica en la parte posterior del

cerebro, y es la encargada de recibir la información visual proveniente desde los núcleos geniculados laterales, procesarla y retransmitirla a otras áreas visuales.

Esta área cerebral puede ser modelada como una estructura tridimensional, formada por bloques funcionales básicos de tamaño constante, conocidos como columnas corticales o hipercolumnas [HUBEL79] (ver Figura 54). Cada hipercolumna está estructurada en 6 capas y procesa la información visual correspondiente a una zona determinada de la retina. Debido al tipo de proyección de la información visual existente entre la retina y el área visual V1, el tamaño espacial del campo visual procesamiento por cada columna es variable y conlleva que cada punto del campo visual tenga asociado un conjunto de células del cortex. Este conjunto de células se denomina módulo cortical y comprende una columna con estructuras en todas las capas. Si se eliminara uno de estos módulos existiría un punto ciego en el campo visual.

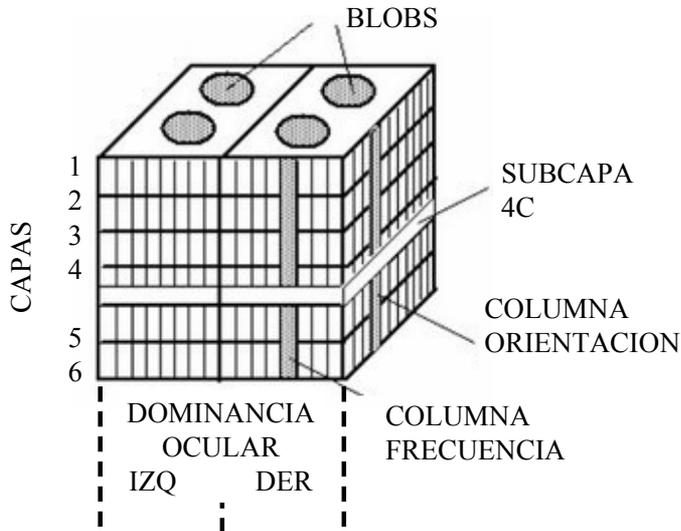


Figura 54 Estructura de una columna del área V1. Fuente [RDSOLAR97].

La V1 se comunica con el resto de zonas del cortex visual V2 a V5 (ver Figura 55), encargadas entre otras cosas:

- V1, V2: análisis por secciones el campo de visión completo y distribución de la información a las otras zonas en paralelo.
- V3: en forma.
- V4: en color y forma.
- V5: visualización del movimiento.

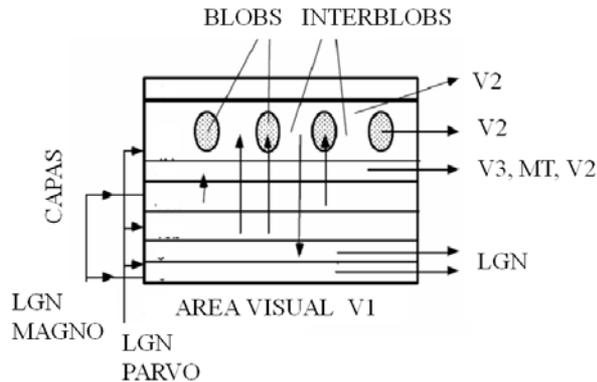


Figura 55 Estructura interna del área visual V1. Fuente [RDSOLAR97].

Los PEV son la respuesta eléctrica del cerebro a un estímulo visual breve. El voltaje del PEV puede registrarse situando electrodos en la zona occipital, principalmente en las posiciones O1, O2 y Oz del Sistema Internacional 10-20, justo enfrente de las áreas visuales corticales, obteniendo registros en torno a los 10 μ V de amplitud [HECKENLIVELY06].

La morfología de los PEV depende de toda la vía visual desde el ojo hasta el sistema visual primario V1. Contribuciones de otras áreas del cortex no están claras o definidas. En general se puede decir que los PEV presentan tres componentes principales tempranas o picos de amplitud:

- C1 entre los 60-80 ms.
- P100 entre los 80-120 ms.
- N1 entre los 120-180 ms.

Las neuronas del cortex, a diferencia de los fotorreceptores de la retina, no responden ante estímulos homogéneos en el tiempo o en el espacio. De ahí la necesidad de usar estímulos

visuales breves (flash) o con algún tipo de estructura visual (bordes y formas). La estimulación que provoca los PEV, por tanto, puede ser de dos tipos:

- Flash
- Estructurado

7.4.1.2.1 Potencial evocado visual tipo flash

Los PEVFs tienen las siguientes características:

- Su morfología presenta grandes diferencias inter/intra individuo.
- La respuesta del PEVF está dominada por los 20° centrales.
- La respuesta es independiente de la voluntad de cooperación del individuo. Los PEVFs se producen incluso en estados de inconsciencia y puede utilizarse para descubrir daños en el sistema visual humano en pacientes en estado comatoso [HECKENLIVELY06].

La morfología de estos PEVF muestra una serie de picos positivos y negativos entre 30 y 300 ms. (ver Figura 56).

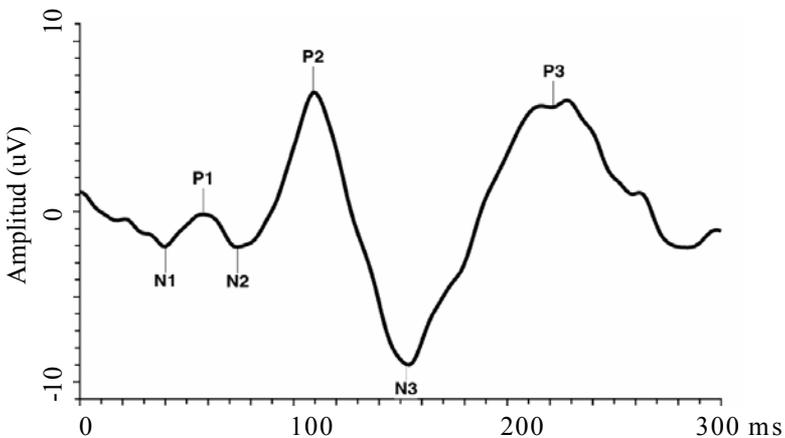


Figura 56 Respuesta típica de un PEVF. Fuente [ODOM04].

7.4.1.2.2 Potencial evocado visual tipo estructurado

El PEVP es una respuesta evocada con la aparición y desaparición repentina de la imagen de un damero (o de unas barras). El más utilizado es una cuadrícula en blanco y negro, alternándose sucesivamente los cuadros negros con los blancos de modo que la luminancia permanece constante.

Los PEVP tienen las siguientes características:

- Su morfología presenta poca variabilidad inter/intra sujeto.
- Necesita de la cooperación del individuo. Si éste se niega a prestar atención o desenfoca voluntariamente el estímulo las medidas realizadas no serán fiables.

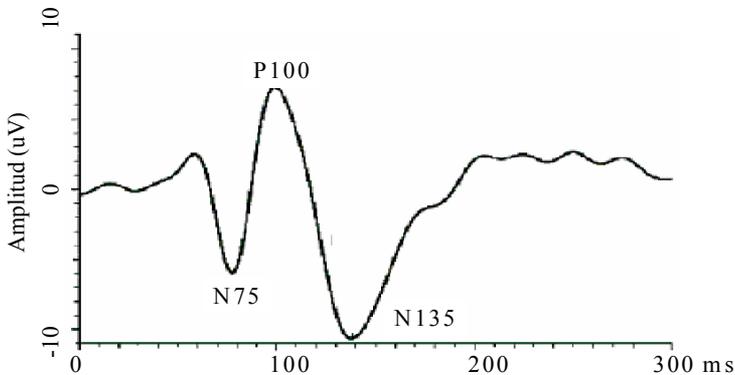


Figura 57 Respuesta típica de un PEVP. Fuente [ODOM04].

Su morfología presenta una onda positiva llamada P100, cuya latencia se sitúa en los 100 ms, precedida por una deflexión negativa, la N75, y seguida de una onda negativa, la N135 (ver Figura 57). La utilización de dameros, barras, incluso sinusoides, permite obtener respuestas más estables y, por tanto, mejor interpretables, pero es imprescindible primero, que la agudeza visual del paciente sea suficiente y, segundo, la cooperación del mismo. Si el paciente no fija voluntariamente la mirada en la parte central del estímulo estructurado, atendiendo a los cambios de contraste, sino que, por el contrario, desatiende o desenfoca voluntariamente la cuadrícula, los resultados no serán fiables.

7.4.1.2.3 Respuesta de estado estable

Cuando la estimulación visual se presenta de forma periódica a una velocidad de 6 Hz o más, las respuestas individuales se superponen, dando lugar a un respuesta de tipo sinusoidal a la misma frecuencia de estimulación. Algunos estudios han demostrado un solapamiento parcial de aquellos grupos o poblaciones de neuronas que generan los PEV y los PEVEE [MULLER00]. Simplificando los principios psicofisiológicos que gobiernan la generación de los PEV y PEVEE y haciendo la aproximación de considerar el sistema visual humano como un sistema LTI se podría considerar un PEV como la respuesta al impulso y un PEVEE como la convolución de un tren de impulsos periódicos de entrada con dicha respuesta (ver Figura 58).

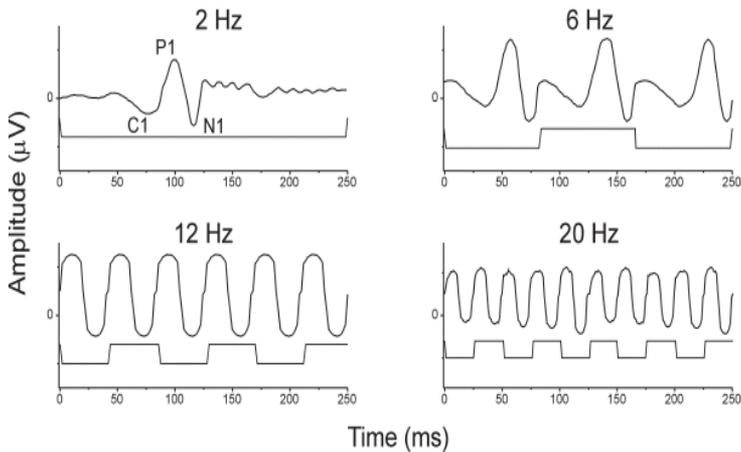


Figura 58 Generación de un PEVEE a partir de un PEV. Para frecuencias de repetición bajas, hasta 6 Hz, las componentes individuales C1, P1 y N1 del PEV pueden observarse. Para frecuencias más altas, se produce un solapamiento de las respuestas produciéndose un estado estable. Esto es el llamado PEVEE. Fuente [RUSSO02].

De forma matemática

$$R_{PEVEE}(t) = \int_{-\infty}^{\infty} x(\tau)R_{PEV}(t-\tau)d\tau \quad \text{Ec. 16}$$

Donde $R_{PEV}(t)$ es el PEV ante un único estímulo, $R_{PEVEE}(t)$ el PEVEE ante la presentación periódica de dicho estímulo y $x(t)$ el tren de impulsos que desencadena la respuesta periódica.

Los PEVEE se caracterizan principalmente por la amplitud y la fase a la frecuencia de la estimulación. Estos se ven afectados por factores como son la frecuencia espacial y temporal de estimulación, campo visual, contraste y luminancia [REEGAN89].

7.4.1.3 Amplitudes y latencias de PEV

7.4.1.3.1 Amplitudes

Las componentes de los PEV son fruto de sincronizaciones que se producen entre poblaciones de neuronas, de una magnitud tal que pueden detectarse mediante EEG. Cada componente (ver Figura 56 y Figura 57) puede generarse en distintas áreas del cortex visual. Así la componente C1 (50-90 ms) se genera en la zona V1, el P1 (80-130 ms) probablemente en las zonas V2 y V3 y el N1 (140-200 ms) en la zona V4 [HECKENLIVELY06].

La componente C1 tiene una distribución en la zona central Parieto-Occipital, y como otras componentes generadas en la zona V1, tiene la peculiaridad de invertir la polaridad de su amplitud dependiendo de si el estímulo está en el hemisferio visual superior o inferior. Esto no ocurre con la componente P1, generada fuera de la zona V1.

La mayor amplitud del P100 se alcanza con estimulaciones de tipo estructurado con un ángulo visual superior a 15° [ROVER85]. El P100, bajo condiciones óptimas tiene amplitudes de 20-25 microV, aunque generalmente es algo menor, con valores típicos de 5-12microV. Su amplitud depende de diversos factores como son la geometría del estímulo, su tamaño, contraste, luminancia, velocidad de presentación, etc... Todos estos factores deben considerarse a la hora del diseño de una

estimulación adecuada que provoque la mayor amplitud posible del PEV.

7.4.1.3.2 Latencias

Varios factores contribuyen a la latencia de los PEV. En primer lugar está la transducción de fotones a potenciales eléctricos en los fotorreceptores. Bajo condiciones ideales, los fotorreceptores necesitan de 1 a 3 ms para capturar suficientes fotones para crear un generador de potencial suficientemente grande para ser transmitido hasta las células ganglionares. Los potenciales en la retina presentan un retardo de 10-20 ms. una vez el estímulo es presentado, de aquí que el primer potencial de acción generado por las células ganglionares a ser transportado por el nervio óptico está entre los 20-30 ms. Posteriormente este potencial es transportado por el nervio óptico a través de los núcleos geniculados laterales y finalmente llega al cortex visual primario. La duración total hasta que se reciben las primeras variaciones en el cortex visual es de aproximadamente 50 ms. Este hecho no justifica el retardo en la aparición de los llamados potenciales evocados tempranos, en concreto en el P100 que se presentan con latencias de aproximadamente 100 ms. No hay una explicación clara al respecto para esta latencia que dobla la correspondiente a la respuesta fisiológica pura. Se piensa en mecanismos de procesamiento visual por parte del cortex de la información suministrada por la retina antes de producir el P100.

7.4.2 Principios cognitivos

El estudio de los efectos que las tareas cognitivas ejercen sobre la respuesta fisiológica es clave en el diseño del sistema. Gracias a la influencia que tareas cognitivas como la atención espacial o selectiva ejercen sobre los PEV se establece un mecanismo por el cual, la voluntad del individuo modula dicha respuesta que posteriormente puede ser analizada y clasificada.

Se analizará en primer lugar el efecto de la atención sobre los PEV en general y, posteriormente, sobre los PEVEE en particular.

7.4.2.1 Atención

La atención selectiva es una característica inherente al ser humano, la cual, durante un proceso perceptivo, es capaz de filtrar los estímulos irrelevantes para centrarse sólo en aquellos de su interés. Cuando se trata de estímulos visuales la atención puede ser espacial y selectiva.

La atención al estímulo puede variar de forma involuntaria debido a la fatiga visual o el cansancio, o por motivaciones ajenas a la realización del experimento. Para evitar este factor se deben diseñar trials no muy largos con un cierto descanso entre ellos.

La modulación en la atención que nos interesa es la que se produce de forma voluntaria por el individuo, ya que es la forma natural de modificar la amplitud de los consiguientes PEV. Del estudio de dicha amplitud se podrá deducir cuándo el sujeto estaba de forma voluntaria atendiendo o ignorando el estímulo.

La mayor parte de los estudios demuestran una disminución en la amplitud de los PEV cuando se disminuye la atención sobre el estímulo que no parece afectar a la latencia [HARTER72]. Este efecto es mayor para los PEVP que para los PEVF, ya que estos producen una subóptima acomodación y fijación dando lugar a un PEV de menor amplitud.

Dirigir la atención a la localización de un estímulo típicamente resulta en una amplificación de las componentes P1 y N1 con pequeño o ningún cambio en sus latencias [HILLYARD98]. Esto sugiere que la atención espacial produce algún tipo de ganancia selectiva del flujo de la información sensorial entre los 80 y los 200 ms posteriores al estímulo [POSNER94], [HILLYARD87]. Presumiblemente este hecho puede estar relacionado con la otorgación al estímulo relevante de una mejor SNR, relativa a las fuentes internas de ruido [HAWKINS90] de manera que éste pueda ser analizado en detalle o bien dando a la localización atendida una ventaja comparativa respecto a las ignoradas [DESIMON95].

Componentes muy tempranas anteriores a los 100ms, como la C1, no son moduladas por la atención espacial [DIRUSSO03], atención a frecuencias espaciales [MARTINEZ01] ni el color [ANLLO-VENTO98], por lo que no son de interés en nuestro sistema, ya que no pueden verse influidas o moduladas de forma voluntaria.

7.4.2.2 Efecto de la atención selectiva sobre los PEVEE

El mismo efecto de amplificación debido a efectos atencionales descrito en el apartado 7.4.2.1 puede observarse sobre PEVEE [MORGAN96], [HILLYARD97], [MULLER98]. Esta modulación de la amplitud de los PEVEE se atribuye a un mecanismo de control sensorial que amplifica las excitaciones de entrada provenientes del foco de atención

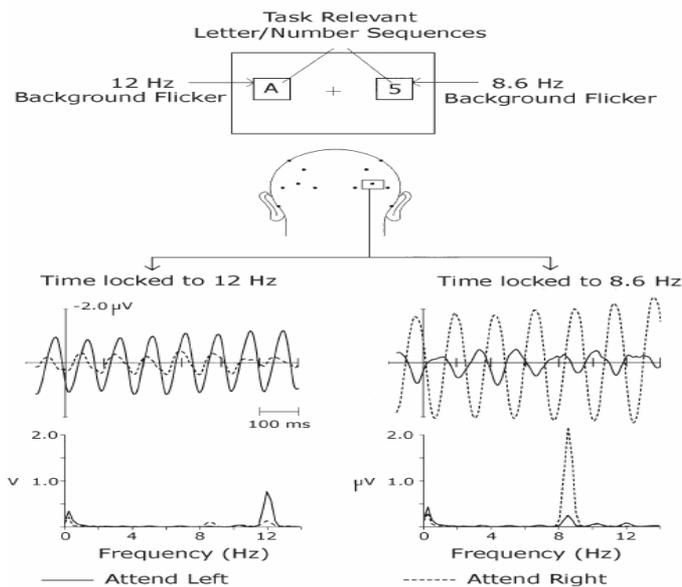


Figura 59 Efecto de la atención a estímulos visuales sobre PEVEE. En la parte superior de la figura se observan dos estímulos a los dos lados del campo visual. Ambos se presentaban simultáneamente pero sólo se debe atender a uno a la vez. El registro se realiza en la zona derecha del cortex visual, en la posición PO8. En la parte inferior de la figura se observa la representación en el dominio del tiempo y de la frecuencia de los PEVEE cuando se atiende la excitación (trazo continuo) y cuando se ignora (trazo punteado). Se observa una mayor amplitud de los PEVEE cuando se atiende al estímulo correspondiente en comparación con cuando se ignora. Fuente [MORGAN96].

Diversos estudios han evidenciado que los PEV y los PEVEE disponen de mecanismos atencionales parcialmente solapados para el procesamiento de estímulos en las localizaciones atendidas. Además las similitudes en la distribución de potenciales de la componente N1 de los PEV y los PEVEE sugieren la intervención de los mismos centros neuronales del cortex visual.

Numerosos estudios han evidenciado el efecto de la atención sobre los PEVEE. Por ejemplo en [MORGAN96] se estudia el efecto de la atención sobre dos estímulos que parpadean a dos frecuencias distintas y son presentados simultáneamente a un sujeto, uno en el hemisferio izquierdo y el otro en el derecho (ver Figura 59).

Se observó una amplificación de la amplitud del PEVEE cuando su correspondiente estímulo era atendido en comparación con cuando éste era ignorado. Además dicho incremento es más pronunciado en la zona contralateral al campo visual del estímulo del área occipital, debido a la propia fisiología del sistema visual humano. Este efecto es similar al que se produce en PEV para las componentes en la banda 80-200 ms postestímulo.

7.4.3 Consideraciones de diseño

En este apartado se analizará el diseño de la estimulación teniendo en cuenta los conceptos fisiológicos y cognitivos necesarios en el sistema y abordados a lo largo del apartado 7.4. De entre los potenciales analizados resulta conveniente el uso de los PEVP en detrimento de los tipo flash, ya que aquellos presentan:

- Menor variación inter/intra sujeto y trial
- Mayor variación de la amplitud ante la intención voluntaria por parte del sujeto en atender o ignorar la estimulación.
- Factores como la luminosidad promedio quedan controlados al permanecer ésta constante durante la estimulación.

Dentro de los PEVP se usará los de estado estable PEVEE ya que:

- Presentan una mejor relación SNR al estar su energía concentrada en una banda muy estrecha del espectro.

- Con ellos se han alcanzado las tasas más altas de ITR en sistemas BCI.

En el diseño de una estimulación tipo PEVEE estructurado son varios los factores que hay que tener en cuenta. De entre ellos los que, para un sujeto dado, inciden más en la respuesta evocada son la frecuencia espacial y temporal, campo visual, luminosidad promedio y contraste. A continuación se analizarán estos factores de cara al diseño de la estimulación.

7.4.3.1 Respuesta en frecuencia espacial

La frecuencia espacial en un PEV estructurado de tipo damero consiste en el ángulo que sustenta el lado de un elemento de estimulación y se mide en grados ($^{\circ}$) (ver Figura 60). También se suele usar el inverso y se habla de ciclos por grado (cpd), es decir, cuántos elementos del estímulo estructurado están sustentados en el ángulo de visión central de 1° .

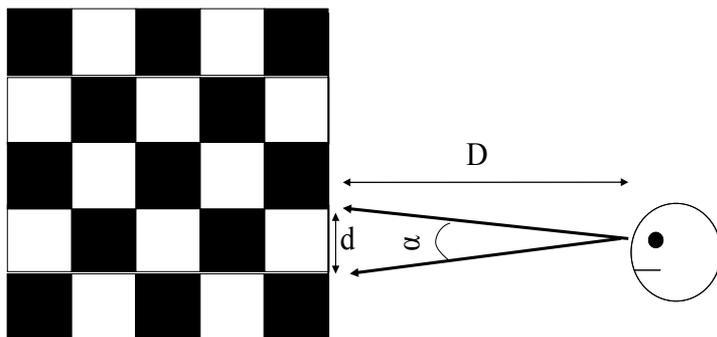


Figura 60 Estímulo estructurado tipo damero.

Considerando este factor aisladamente, existe un tamaño óptimo, para cada sujeto que evoca el potencial de mayor amplitud. Este tamaño óptimo es distinto entre en el centro y la periferia del campo visual. Eso se justifica por la propia fisiología del sistema visual humano, en donde los fotorreceptores de la

región foveal tienen un campo receptivo mucho más pequeño que los de la zona periférica, por lo que idealmente habría que diseñar una variación gradual de los tamaños de elemento en función de la excentricidad, similar a lo que ocurre en una diana de dardos. Es decir el tamaño del elemento debería incrementarse de manera proporcional al incremento del tamaño de los campos receptivos con la excentricidad (ver Figura 61). Sin embargo el incremento del tamaño de los elementos decreta el número de bordes de contraste por unidad de área, siendo éste un factor clave [SPEKREIJSSE73]. Por tanto el tamaño del elemento debería incrementarse más lentamente de lo que lo hacen los campos receptivos. Este tipo de estimulación se denomina multifocal y un estudio al respecto puede verse en [BALACHANDRAN03].

La complejidad que conlleva el análisis del tamaño de elemento óptimo en función de la excentricidad junto con otros factores relevantes como son la edad del sujeto o su agudeza visual, hace su estudio poco adecuado para los objetivos de esta tesis.

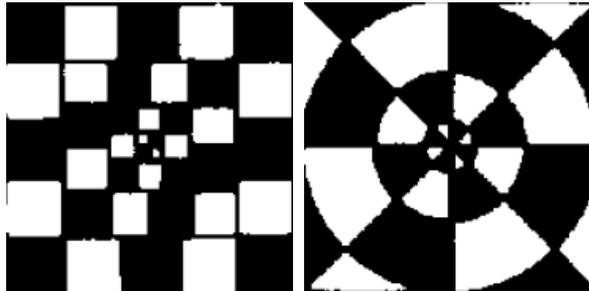


Figura 61 Variación del tamaño con la excentricidad de un estímulo estructurado. Fuente [ROVER85]

Se propone por tanto el uso de un único tamaño de cuadro, aunque este podrá ser distinto para cada sujeto, en función de sus características personales y será estimado mediante algún protocolo de calibrado inicial, previo al uso operativo del sistema. Estudios clásicos muestran un máximo en la amplitud del PEV estructurado con tamaños del elemento entre 3.5-4 cpd (ver Figura 62), por lo que se tendrá en cuenta en el diseño de la estimulación.

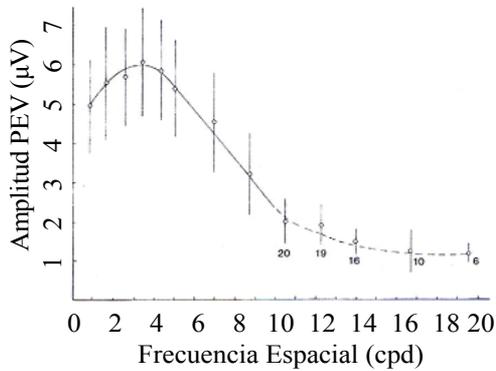


Figura 62 Amplitud del PEV en función de la frecuencia espacial. Fuente [ALTENMULLER96].

Para el cálculo de la frecuencia espacial se recurren a la Ec. 17, siendo α el ángulo en grados que sustenta un único elemento, d el tamaño de un elemento y D la distancia desde el sujeto a la estimulación (ver Figura 60):

$$\alpha(^{\circ}) = 2 \tan^{-1}\left(\frac{d}{2D}\right) \frac{180}{\pi} \quad \text{Ec. 17}$$

Despejando de la Ec. 17 el tamaño del elemento, éste queda en función de la distancia al estímulo y del ángulo de visión sustentado por un elemento:

$$d(\text{cm}) = 2D(\text{cm}) \tan\left(\frac{\pi}{180} \frac{\alpha(^{\circ})}{2}\right) \quad \text{Ec. 18}$$

Para una estimulación correcta hace falta un calibrado del estímulo. Para ello, una vez aplicada la Ec. 18 con los parámetros oportunos se necesita medir el propio tamaño del elemento en el CRT. Como regla general se puede decir que un estímulo de 1 cm sustenta 1° de visión a una distancia de 57 cm. Para la medida del tamaño del elemento, y adaptando a nuestro caso la

metodología seguida en los estándares del ISCEV [BRIGELL03], se procederá a medir 10 elementos a lo largo del centro de la pantalla y a dividir por 10 para obtener la medida de un único elemento d .

7.4.3.2 Respuesta en frecuencia temporal

Para la generación de un PEVEE de tipo estructurado se ha tenido en consideración los siguientes detalles. En primer lugar si una función de tipo sinusoidal se utiliza para la generación de las inversiones, hay que tener en cuenta que por cada hertzio se generan 2 inversiones, de blanco a negro y de negro a blanco de nuevo. Esto quiere decir que si se quieren producir estimulaciones que generen un PEVEE con componente fundamental a 16 Hz, se deben generar 16 inversiones de damero por segundo y esto se genera fácilmente mediante un estímulo tipo sinusoidal a 8 Hz. Por ello y para evitar la confusión en lo posible se hablará del número de inversiones por segundo que produce en la estimulación estructurada.

Otro punto bajo consideración es la velocidad de refresco del CRT. La velocidad de refresco del CRT define la máxima velocidad a la que puede modificarse la imagen que se esta visualizando. Para evitar efectos indeseados y tener bajo control la estimulación que se presenta en cada momento se configura la tarjeta de vídeo para hacer uso del pulso de sincronía vertical. Al activar la sincronía con dicho pulso, podemos asegurarnos presentar, con una resolución temporal del inverso de la frecuencia de refresco, la estimulación que queramos de forma muy precisa. Así la Tabla 11 muestra para distintas frecuencias de refresco típicas de CRT, el intervalo de tiempo o resolución temporal con la que se presentan las imágenes.

Frecuencia Refresco (Hz)	Resolución Temporal (ms)
75	13,33
85	11,76
100	10,00
120	8,33
140	7,14

Tabla 11 Frecuencia de refresco y resolución temporal en monitores CRT.

La resolución temporal del CRT está relacionada con las prestaciones del sistema debido a la dispersión espectral que se produce cuando el periodo de generación de PEVEE no es un múltiplo exacto de dicha resolución. La Tabla 12 muestra un cuadro con las frecuencias de refresco del CRT y aquellas frecuencias a las que se pueden generar PEVEE sin ningún tipo de dispersión espectral. Como puede apreciarse, cuanto mayor es la frecuencia de refresco, mayor cantidad de frecuencias fundamentales del PEVEE pueden producirse garantizando una nula dispersión espectral

La dispersión espectral no es deseable en tanto en cuanto produce que parte de la energía que esperamos localizar a la frecuencia del PEVEE derive en frecuencias próximas. De esta forma se empeora la relación SNR y la ITR.

Frecuencia Refresco (Hz)	Frecuencias de generación de PEVEE (Hz)													
	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14		
75	25,0	18,7	15,0	12,5	10,7									
85	28,3	21,2	17,0	14,1	12,1	10,6								
100		25,0	20,0	16,6	14,2	12,5	11,1							
120		30,0	24,0	20,0	17,1	15,0	13,3	12,0	10,9	10,0				
140			28,0	23,3	20,0	17,5	15,5	14,0	12,7	11,6	10,7	10,0		

Tabla 12 Submúltiplos exactos en la banda 10-30 Hz de la frecuencia de refresco.

7.4.3.3 Campo visual

Otro de los factores junto con el tamaño del elemento que influyen en la amplitud de los PEV, es el campo visual. Por un lado elementos pequeños (12-16') con campos visuales pequeños (2-4°) estimulan la visión foveal, con PEV muy sensibles a la atención al estímulo o desenfoco de la imagen, lo cual constituye la puerta para la introducción de la voluntad del sujeto en la modulación de la respuesta fisiológica al estímulo que constituye el fundamento de este diseño. Por otro lado elementos grandes (40-50') con campos visuales grandes (16-32') producen estimulación de la visión periférica. Estas áreas son menos afectadas por la atención al estímulo o desenfoco pero aún así

contribuyen a la evocación de PEV, lo cual mejora la SNR. Una solución intermedia consistiría en tamaños de cuadro de (24-32') y campos visuales entre (6-12°) [AMCLINEUSO06].

Si bien la pareja de valores entorno a 15' (4 cpd) de tamaño de elemento y 15° de diámetro de campo visual arrojan un máximo en la energía del PEV [HECKENLIVELY06] no hay estudios dedicados a aquella combinación de valores que simultáneamente maximizan la amplitud del potencial evocado al mismo tiempo que la minimizan cuando el estímulo es deliberadamente ignorado o desenfocado. Este hecho es clave para mejorar la SNR.

En nuestro diseño se propone un estudio para cada sujeto de las diversas combinaciones que optimizan la SNR, independientemente de aquellas que solamente maximizan la energía del PEV.

7.4.3.4 Luminosidad

En el diseño de la luminosidad del estímulo y del lugar en donde se desarrolla el experimento, se seguirán o adaptarán los estándares de la ISCEV [ODOM04].

La luminosidad afecta no solo a la amplitud del PEV sino también a su latencia, sobre todo con luminosidades bajas entorno a 50cd/m² [BACH87]. Por ello la luminancia de las áreas blancas debe quedar garantizada en un mínimo de 80 cd/m². La luminosidad en la habitación debe ser homogénea, con una luminancia inferior al promedio de la del estímulo. Una posibilidad sería mantener la habitación a oscuras, provocando además una máxima dilatación de la pupila, lo que conlleva una mayor energía de la estimulación al sistema visual humano y una menor variabilidad entre sujetos, ya que en el ser humano, el diámetro de la pupila dilatada al máximo se mantiene aproximadamente constante a unos 7mm. Sin embargo, en la oscuridad el ser humano presenta, por un lado, dificultad para un enfoque adecuado y, por otro, los conos, que residen principalmente en el área foveal no se activan en situación de oscuridad. Estos dos factores podrían ser causa de unas pobres prestaciones.

Un método sencillo perceptual usado para comprobar que la luminancia permanece constante y homogénea consiste en la colocación de un papel blanco a 0.5 m. del estímulo y paralelo al plano del estímulo. Un observador se sitúa junto a la pantalla de

estimulación y no debe observar reflejos en el papel cuando la estimulación se realiza a baja frecuencia (por ejemplo 2 inversiones por segundo), ni artefactos en la luminancia

7.4.3.5 Contraste

Al igual que la luminancia, el contraste afecta a la amplitud y latencia del PEV. Por ejemplo el uso de tamaños pequeños de elemento y grandes contrastes provoca una disminución en su amplitud, mientras que contrastes inferiores al 35% resultan en un incremento en su latencia [HECKENLIVELY06].

La Relación de contraste debe ser superior en cualquier circunstancia al 75% de acuerdo a la fórmula de Michelson:

$$Contrast = \frac{(L_{max} - L_{min})}{(L_{max} + L_{min})} \quad Ec. 19$$

Siendo la L_{max} y L_{min} las luminancias respectivas de un elemento claro y uno oscuro.

7.5 Adquisición de datos

Para la realización de las medidas, y atendiendo al criterio de un mínimo tiempo de preparación, se propone como reto el uso de un único canal. Para ello, y siguiendo los estándares definidos por la ISCEV [ODOM04] y [BRIGELL03], se dispondrá un electrodo activo en la posición Oz del Sistema Internacional 10-20 y con referencia situada en la posición Fz (ver Figura 63). La tierra se sitúa mediante un electrodo de pinza en el lóbulo derecho de la oreja. La impedancia de los electrodos debe ser menor de 5 K Ω . Los electrodos serán de oro, plata o AgCl. Las frecuencias de corte se sitúan en 1 Hz y 100 Hz para la inferior y superior respectivamente. La amplificación estará en el rango de 20k-50k, con un amplificador con CMRR superior (idealmente) a 120 dB e impedancia de entrada mayor de 100M Ω . La conversión será superior a 12 bits con una frecuencia idealmente de 500 muestras por segundo.



Figura 6.3 Posicionamiento de electrodos en el BCI-DEPRACAP. Posicionamiento de electrodos. Un único canal diferencial con electrodo activo situado en Oz (en azul), el de referencia en Fz (blanco) y GND en lóbulo derecho (rojo).

Los estándares seguidos no abarcan registros con más de un canal EEG, aunque se reconoce que para el diagnóstico de algunas patologías sería conveniente el uso de más canales (O1, O2, PO7, PO8). Este caso no es de interés para el diseño, por lo que se usará un canal con la configuración explicada anteriormente.

7.6 Extracción de la característica

En este apartado se tratará la naturaleza de la característica que se pretende clasificar, así como aquellos principios fisiológicos y cognitivos por los que se rige.

La característica que se pretende extraer consiste en la respuesta de estado estable de potenciales evocados visuales PEVEE. Dicha característica concentra la mayor parte de su energía en un ancho de banda muy angosto que coincide con la frecuencia de presentación de los estímulos visuales y su primer armónico.

Dado que las latencias de los PEV se mantienen prácticamente inalteradas, para unas condiciones concretas de estimulación, por procesos cognitivos como la atención, se puede

esperar, que bajo cualquier condición de atención, la fase en el dominio de la frecuencia de la componente fundamental y el primer armónico del PEVEE se mantenga constante, al menos durante periodos de tiempo en los que otros factores como cansancio ocular, pérdida de interés, etc... puedan considerarse constantes.

Este hecho nos serviría para considerar un diseño de BCI basado en PEVEE en donde las características a extraer sean, a la frecuencia fundamental y primer armónico:

- Amplitud.
- Fase.

Para estas dos características nos basta con el cálculo de la FFT. Hasta la fecha no se han publicado sistemas BCI basados en estas dos características, aunque sí existen estudios que analizan esta posibilidad [HARTMANN07], [WANG08].

7.7 Clasificación de la característica

La clasificación se realiza en base al principio de que ésta es estacionaria y bajo ciertas condiciones podría considerarse determinista, es decir, se podría estimar, para una estimulación dada, la amplitud y fase del componente fundamental y primer armónico del PEVEE. Para señales deterministas, se demuestra que el mejor clasificador desde el punto de vista de teoría de la señal clásica es el filtro adaptado. Para ello se necesita la señal patrón que se pretende detectar y la consideración del sistema visual humano, desde el ojo hasta el cortex, como un sistema LTI.

Existen dos problemas que afectan a la obtención previa de este patrón. Estos son las pérdidas de sincronía y las condiciones en las que puede considerarse determinista la característica:

- Pérdida de sincronía
 - Existencia de 3 fuentes distintas de relojes: La del servidor, la de la tarjeta adquisidora de datos y la del monitor están involucradas en la ejecución del software del sistema, el registro de los datos y la estimulación respectivamente. El diseño del software

debe realizarse minimizando el efecto de los tres. Para ello se ha optado por un diseño basado en una máquina de estados en donde el paso de cada estado está marcado por el pulso de sincronía vertical del monitor. De esta forma sincronizamos las tareas del sistema con la estimulación. El registro por parte de la tarjeta adquisidora forzosamente queda libre ya que es un hardware externo con un reloj propio.

- Posibilidad de pérdidas de pulsos de sincronía vertical debido a la realización de tareas no deseadas por la CPU que imposibilitan la presentación correcta al sujeto del siguiente estímulo en el tiempo de refresco (a 140 Hz es tan solo de 7.1 ms).
 - Latencia inicial desde que se genera la primera estimulación hasta que esta se presenta en pantalla. Esta latencia está acotada al tiempo de refresco de pantalla. Para un tiempo de refresco de 7.1 ms y una estimulación a 20 Hz, podría haber una incertidumbre máxima de 50.4° sobre la fase con la que se evocan los potenciales visuales.
- Consideración determinista de la característica
 - La característica que extraemos depende de diversos factores que se escapan al control del sistema y que afectan a la variabilidad intertrial dentro de una sesión, como son la fatiga visual o el estado de atención que el individuo presta al experimento.
 - Existencia de variabilidad para trials ejecutados en distintas sesiones, como pueden ser la variación en los registros de EEG producida por una deficiente configuración de los electrodos, debido a un uso inadecuado del gel electrolito o posicionamiento de los mismos.
 - Volviendo al problema de sincronismo planteado anteriormente y considerando un error típico del cristal de cuarzo que gobierna el reloj interno de los dispositivos de 50 ppm, tendríamos en el caso peor una diferencia de 100 ppm entre el reloj del CRT y el de la tarjeta adquisidora. Suponiendo una frecuencia de estimulación temporal de 25 Hz y una duración de un trial de 4 segundos esto daría un desfase de 3.6°.

$$desfase(^{\circ}) = \frac{100}{1e^6} * 4(s) * 360 \left(\frac{grados}{ciclo} \right) * 25 \left(\frac{ciclo}{segundo} \right) = 3.6^{\circ} \quad Ec. 20$$

Debido a estos problemas, no se considera práctico el almacenar un patrón calculado inicialmente y usarlo en la clasificación para el resto de trials de la misma o distintas sesiones.

Para mitigar este efecto se propone una limitación en la definición de determinista de la característica. En este sentido se supondrá que la característica es determinista sólo en un entorno temporal pequeño previo al momento de la clasificación, es decir, conocida la característica instantes anteriores a la que pretendo clasificar, podré conocer su amplitud y latencia.

Se ha propuesto el uso de dos patrones de característica, uno para cada una de las condiciones Atender e Ignorar, que se calculan de forma dinámica en tiempo real. Para ello se usarán dos ventanas de muestras formadas por trials anteriores al que se pretende clasificar agrupadas según su clasificación en los dos estados posibles (Atender o Ignorar). Como se presupone una tasa de acierto en la clasificación mínima del 85% y típica del 90%, el error cometido en la introducción de trials clasificados incorrectamente en cada ventana es pequeño.

Así a la hora de hacer una clasificación, las muestras tomadas sirven con dos propósitos:

- Extracción y cálculo de la señal que servirá para la realización de los filtros adaptados para los estados Atender e Ignorar.
- Extracción de la característica para su clasificación.

Se usarán dos ventana deslizantes que contendrán un número determinado de registros de trials. Por defecto el sistema almacenará 8 trials de cada condición. Dichas ventanas se actualizan con los nuevos trials para los cuales el sistema los haya clasificado bajo las condiciones de Atender e Ignorar respectivamente.

7.8 Control del entorno

7.8.1 Artefactos musculares

Los estándares del ISCEV apuntan criterios para rechazar trials afectados por artefactos musculares, como son los movimientos oculares o parpadeos. El más sencillo es el de usar un umbral de amplitud de la señal de EEG a partir de la cual se puede considerar afectada por movimientos musculares. Para medidas de PEV se sugiere un umbral de $100\mu\text{V}$ para adultos [BRIGELL03]. También se propone el uso de algoritmos clásicos para la eliminación del artefacto dentro del EEG.

En nuestro caso se realizará un control del parpadeo basado en umbral. Aquellos trials en los que se detecte un parpadeo simplemente serán no-clasificables, es decir no contarán para el cálculo final ni como errores ni como aciertos. Esta decisión viene dada por la limitación en la duración de cada trial. Para duraciones tan cortas cercanas al 1 segundo, un breve parpadeo puede hacer decaer la energía del estímulo visual un porcentaje proporcional a la duración del parpadeo, pudiéndose así falsear las mediciones de las prestaciones del sistema. Por tanto no se trata de interferencias de señales EEG, ya que la característica a extraer está definida en un ancho de banda muy estrecho, sino de una alteración del estímulo.

7.8.2 Artefactos externos

Para evitar el efecto de perturbaciones externas sobre el individuo, se dispone para la realización de los ensayos de una habitación aislada de estímulos auditivos y una luminosidad homogénea y controlada.

Las interferencias electromagnéticas producidas por la red eléctrica deben tenerse en cuenta. Así el amplificador debe estar equipado de un filtro tipo frecuencia eliminada a la frecuencia de la red (50Hz).

Para interferencias electromagnéticas es conveniente disponer de un anillo cerrado y de cobre, que rodee toda la habitación en el que se encuentren intercaladas 3 barras colectoras sólidas, también de cobre, dedicadas a servir de terminal de tierra para la instrumentación usada. Toda la

instrumentación del laboratorio se debe conectar a ese anillo. El anillo debe transcurrir fijado a la pared de la habitación aproximadamente a 1.20 m. del suelo, lo cual permitirá la inspección visual. El anillo y el cable de conexión de la barra colectora se conectarán al terminal general de tierra del inmueble en la planta donde esté ubicado el laboratorio y estará formado por cables flexibles de cobre de 32 mm² de sección (ver Figura 64).



Figura 64 Anillo de tierra.

8 Desarrollo del BCI - DEPRACAP

En esta sección se justificará el uso de las herramientas software y hardware elegidos para el desarrollo del diseño propuesto, según la idoneidad para cumplir con los criterios de diseño.

8.1 Elección de bloques funcionales

Para el desarrollo del BCI-DEPRACAP se ha pensado en la máquina de estados de la Figura 65. El desglose del procesamiento en una serie de estados se debe a que, para una frecuencia de refresco del CRT de 140 Hz, no era posible hacer todo el proceso en menos de 7.1 ms. Para ello se ha decidido subdividir el proceso en estados, de manera que cada uno consuma menos de 7.1 ms. A continuación se presenta una explicación de la subdivisión de tareas.

- Paso 0: Se calcula la nueva estimulación (inversión del dadero) y se espera al pulso de sincronía vertical para avanzar.
- Paso 1: Se comprueba si las muestras correspondientes a un trial ya están disponibles por parte del conversor A/D. Si es así se extraen y se activa el indicador de la existencia de nuevas muestras disponibles.
- Paso 2: Se comprueba si existen nuevas muestras disponibles. Si es así se les extrae la característica y se calcula un nuevo patrón de característica. Se activa el indicador de característica extraída disponible.
- Paso 3: Se comprueba si hay una característica disponible para ser clasificada. Si es así se procede a su clasificación usando los patrones de característica más actualizados de los que se disponga. Se activa el indicador de clasificación hecha.
- Paso 4: Se comprueba si hay alguna clasificación hecha. Si es así se modifica el biofeedback ejecutando las órdenes correspondientes a la clasificación.

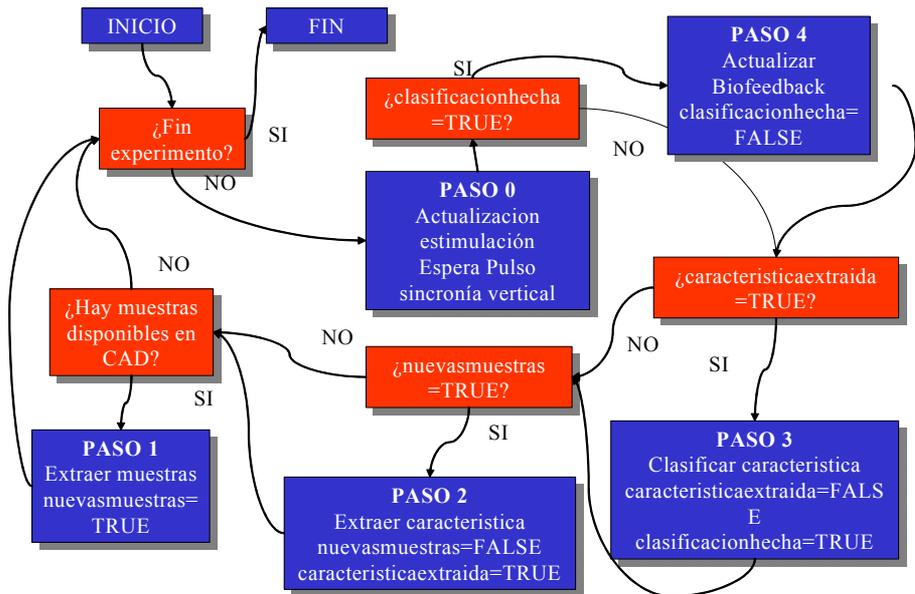


Figura 65 Máquina de estados del BCI-DEPRACAP.

En el flujo de la Figura 65 se observa que en cada estado o paso se activa un marcador y se desactiva el que permite el paso al estado anterior y que el estado 0 no tienen ningún marcador. De esta forma lo que se permite es que, en cada ciclo de ejecución siempre se pase al menos por el paso 0 y, a lo sumo, un único estado adicional. Este método consigue subdividir un proceso complejo en subprocesos con la condición de que cada subproceso sea de una duración menor a la del tiempo de refresco del CRT.

8.2 Herramientas software

Como herramientas software se dispone de:

- Matlab 2007b: Matlab es un estándar en el desarrollo de aplicaciones en la ingeniería. Dispone de dos potentes toolboxes de los que haremos uso: Data Acquisition Toolbox (2.11) y Virtual Reality Toolbox (4.6). El primero para la configuración y acceso a los datos ofrecidos por el conversor A/D y el segundo para la generación de un entorno de realidad virtual en el que presentar la estimulación y el biofeedback al sujeto.
- VRML 2.0: Se usará este estándar para el modelado de mundos virtuales por varios motivos. El primero es que su programación es sencilla y rápida existiendo libre disposición de herramientas en Internet para el desarrollo de mundos usando este estándar. El segundo es que es portable y puede ser gestionado remotamente. Puede ser visionado desde un navegador Web mediante la instalación de un plug-in, permitiendo un control remoto del sistema. El tercer motivo es que es compatible con el Virtual Reality Toolbox de Matlab. Es más, Matlab dispone de su propio visualizador de VRML. Así de forma rápida cualquier modificación en la estimulación o el biofeedback generada en Matlab es inmediatamente ejecutada sobre el entorno virtual
- Windows XP versión Lite: En el ánimo del autor de esta tesis estaba el desarrollo del BCI-DEPRACAP bajo un sistema operativo y plataforma hardware de uso general,

por su bajo coste, donde las tareas y procesos que realiza la CPU pudieran ser controlados suficientemente como para asegurar que las transiciones entre estados cumplieran con los tiempos necesarios. En principio se pensó en Linux con un módulo RT. Lamentablemente el Data Acquisition Toolbox de Matlab no es, por ahora, compatible con este sistema operativo. Por ello se optó por una versión Lite de Windows XP, con un mínimo de controladores y aplicaciones instaladas sobre una plataforma PC lo más potente posible.

8.3 Dispositivos hardware

Se dispone de los siguientes dispositivos configurados de la siguiente forma:

- CRT: Compatible con SUN Microsystem. Pantalla de 40x30 cm con resolución de 800x600 píxeles. Frecuencia de refresco 140 Hz.
- CPU: Intel Core 4 a 3.3 Ghz y 3 GB de memoria RAM. Tarjeta de vídeo Nvidia de 256 Mb.
- Conversor A/D: Modelo NI-USB6210. Resolución 16 bits y precisión de 50 ppm.
- Amplificador: Modelo gBSamp. Impedancia de entrada superior a $110M\Omega$, CMRR superior a 110 dB. Filtro de frecuencia eliminada a 50 Hz. Filtro paso bajo 100 Hz y paso alto a 2 Hz. Aislamiento eléctrico conforme a directivas de seguridad médica en instrumentación.

9 Aplicaciones

9.1 En el ámbito del entretenimiento

La evaluación de las prestaciones del sistema se ejecuta en dos etapas. Durante la primera etapa, o etapa de entrenamiento, se harán pruebas a cada individuo con el objeto de conocer la mejor respuesta ante estímulos en donde la frecuencias espacial y temporal variarán dejando fijos la luminancia, la relación de contraste y el campo visual. Una vez obtenidos los parámetros de estimulación óptimos para cada individuo se procederá con la segunda etapa, o etapa de operación, en la que se evaluarán las prestaciones del sistema ajustado a los parámetros óptimos de cada individuo.

9.1.1 Descripción del paradigma

Se ha elegido una aplicación sencilla, consistente en el popular juego del Comecocos (ver Figura 66). El motivo de esta elección es debido a que encaja con varios de los requisitos y consideraciones desarrollados en el apartado 7. El control del juego es sencillo:

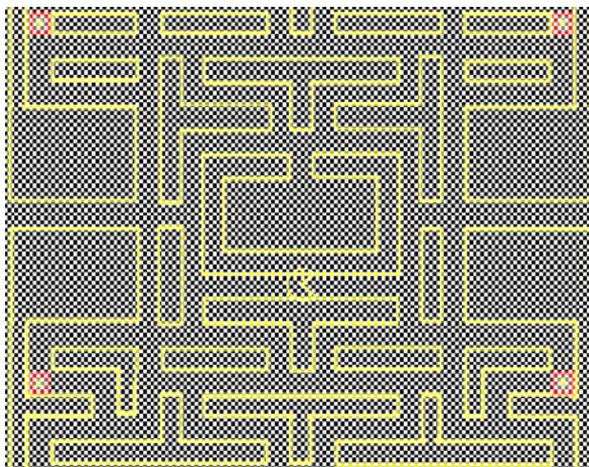


Figura 66 Escenario del Comecocos y estimulación visual.

- El comecocos tiene que pasar por encima de los 4 marcadores situadas en las 4 esquinas del laberinto:
- Para ello el Comecocos se desplaza linealmente hasta un punto en el que haya que tomar una decisión (cruce). Allí el sistema tomará una decisión, bien continuar la marcha o cambiar de dirección.
- Las posibles opciones en cada cruce son 4: Arriba, derecha, izquierda o abajo, siempre que no haya paredes que limiten alguna de estas opciones. Estando en el cruce, el sistema tiene que decidir qué opción tomar.
- Para realizar una decisión, el Comecocos rota según el sentido de las agujas del reloj: Arriba, derecha, abajo e izquierda (ver Figura 67). El sujeto debe:
 - Atender el estímulo si no desea tomar la dirección a la que apunta en ese instante el Comecocos.
 - Ignorar el estímulo durante todo el tiempo que el Comecocos apunte a una dirección concreta si es esa la dirección en la que desea el desplazamiento del Comecocos.
- Las prestaciones del sistema se medirán, para un recorrido prefijado, por el ITR obtenido, según la Ec 5.

Para evitar la necesidad del movimiento de los ojos, el Comecocos permanece siempre, cual punto de fijación, en el centro de la pantalla, siendo el escenario situado detrás de él el que se desplaza en sentido contrario al decidido por el sistema.

A la hora de la tomar una decisión, basta con que se presente la oportunidad de que el Comecocos apunte a la dirección para desatender el estímulo. Eso quiere decir que no hace falta que complete una vuelta o ronda por decisión. Por ejemplo, estando el Comecocos apuntando a la derecha, si quisiéramos primero ir hacia la derecha y después hacia abajo, la forma óptima de realizar esto por parte del sujeto sería desatender el estímulo durante 2 rotaciones consecutivas, una a la derecha y la siguiente hacia abajo. Esta forma de operar el Comecocos encaja perfectamente con la clase 2, de longitud media de código 2.5 comentada en el apartado 7.2.4, y por tanto son de aplicación los cálculos allí realizados.

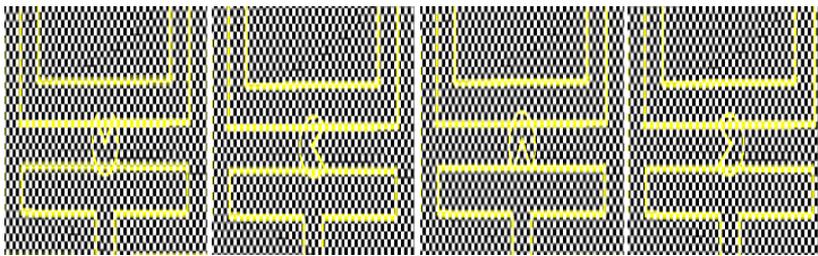


Figura 67 Secuencias de rotación del Comecocos.

De izquierda a derecha el Comecocos apunta arriba, derecha abajo e izquierda. En la situación en la que está, el sistema sólo puede decidir entre realizar un desplazamiento a derecha o izquierda o no moverse. El sujeto deberá desatender del estímulo estructurado cuando apunte en la dirección y sentido del desplazamiento deseado.

9.1.1.1 Fase de entrenamiento

Consiste en la presentación de una serie de estímulos visuales que producen PEVEE. Las características principales de cada estímulo están definidas por el producto cartesiano de la frecuencia temporal por la frecuencia espacial bajo las condiciones de Atender e Ignorar. El objetivo de esta práctica es

doble:

- Familiarizar al sujeto con el entorno de operación del paradigma.
- Obtener la configuración de estímulo óptima para cada individuo en términos de SNR.

Las características del estímulo a variar son las frecuencias espacial y temporal:

Frecuencia temporal (Hz)	14	15	16	17	18
--------------------------	----	----	----	----	----

Tabla 13 Frecuencias temporales de excitación.

Número de veces por segundo que se invierte la luminosidad de los elementos.

Frecuencia espacial (cpd)	3.5	4.0	5.0	6.0	8.0
---------------------------	-----	-----	-----	-----	-----

Tabla 14 Frecuencia espacial en ciclos por grado.

Número de elementos de la estimulación estructurada sustentado en 1° del campo de visión.

El entrenamiento se realiza bajo las condiciones de Atendido e Ignorado con trials de duración $D_t = 4s$. La duración total de una sesión de entrenamiento será de aproximadamente 3 minutos y 20 segundos. Se realizarán un total de 4 sesiones por sujeto con al menos 2 minutos de de descanso entre trials, según necesidad. Así la duración total D_T de la fase de entrenamiento será de aproximadamente 19 minutos y 20 segundos.

Los tiempos escogidos para la duración de los trials y las sesiones están ajustados como solución de compromiso entre reducción de la fatiga visual, reducción de la duración total de la fase de entrenamiento y la realización de un número suficientemente grande de trials para hacer las estimaciones de los parámetros óptimos con garantías y conseguir una familiarización con el sistema de cara a la fase de pruebas.

En cada trial el sujeto deberá prestar atención o ignorar el estímulo sin mover los ojos y mirando siempre al centro de la pantalla donde está el punto de fijación o Comecocos. Mientras el punto de fijación esté presente el sujeto debe prestar atención mientras que cuando el punto de fijación desaparece el sujeto

debe hacer todo lo posible por ignorar la estimulación.

Lo que se pretende con este esquema es obtener una medida de la amplitud y fase del PEVEE generado en los dos estados posibles de paradigma binario, Atender e Ignorar bajo distintas configuraciones de frecuencias espaciales y temporales. También, para cada configuración se medirá el ruido en promedio en una banda alrededor de las frecuencias temporales de la excitación y su primer armónico. Dicha banda corresponde al intervalo de $[-2..2]Hz$, sin contar la frecuencia de interés. Se considerará que la señal de EEG se comporta aproximadamente como un ruido de tipo blanco, gaussiano y aditivo en dicha banda, por lo que este ruido se promediará y se considerará que es el ruido que afecta a la frecuencia fundamental y primer armónico del PEVEE. De esta forma se realiza una estimación objetiva del ruido que afecta a la característica.

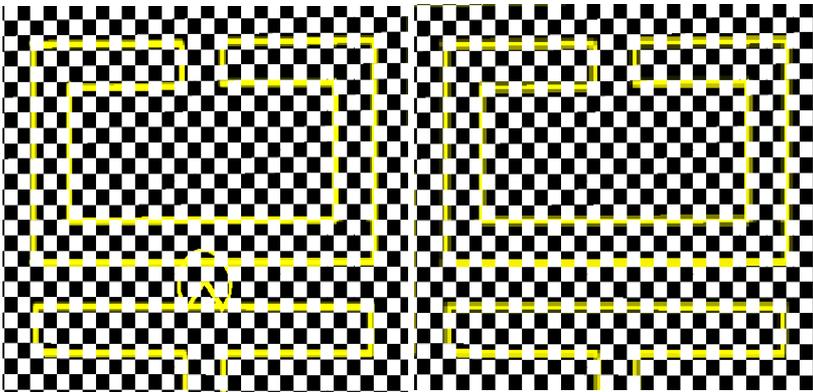


Figura 68 Secuencias de la sesión de entrenamiento del BCI-DEPRACAP. Sesión de entrenamiento. A la izquierda un trial con la presencia del Comecocos a modo de punto de fijación central. El sujeto debe prestar la máxima atención al estímulo. A la derecha la no presencia del Comecocos indica que el sujeto debe ignorar el estímulo. Este proceso se repite para varias configuraciones de frecuencias espaciales y temporales para evaluar aquella que presenta una mejor SNR.

Finalmente con las 3 medidas: Amplitud y fase de la excitación bajo la condición de atender e ignorar y el ruido promedio se obtiene un estimador de la SNR para cada configuración.

$$SNR = 10 \log_{10} \frac{|(V_{aF} - V_{iF})|^2 + |(V_{a1} - V_{i1})|^2}{N_F + N_1} \quad Ec. 21$$

Donde $V_{aF}, V_{a1}, V_{iF}, V_{i1}$, son las componentes espectrales (vectores complejos), a la frecuencia temporal de excitación y primer armónico cuando el estímulo estaba siendo atendido e ignorado respectivamente. Estos vectores complejos se extraen de las componentes a la frecuencia temporal de excitación y primer armónico de la FFT de la señal registrada. El ruido N_F, N_1 corresponden la potencia de ruido promedio en la banda $[-2..2]Hz$ para la frecuencia fundamental de excitación y primer armónico respectivamente, sin tener en cuenta a estas dos frecuencias.

Una vez realizado este proceso en cuatro ocasiones se promediará y se obtendrá la mejor configuración para cada individuo, que será la configuración a ejecutar durante la fase de operación. Del promedio quedarán excluidos aquellos trials considerados raros, como por ejemplo aquellos en los que $V_{aF} \leq V_{iF}$, para una misma configuración de frecuencias espaciales y temporales o, amplitudes superiores a los $50\mu V$, o relaciones SNR no consistentes o desproporcionadas.

9.1.1.2 Fase de Operación

Se cargará el sistema con los parámetros óptimos de cada individuo. La evaluación consiste en completar un recorrido prefijado para el cual hay que tomar 56 decisiones.

En principio se realizan 10 sesiones con un tiempo por trial de 1 segundo. Aquellos individuos que alcancen en alguna de estas sesiones una tasa de acierto superior al 90%, serán considerados aptos para una segunda fase en donde la duración de cada trial será inferior a 1 segundo y dependerá de la facilidad que muestre cada individuo en el uso del sistema.

Dado que la duración de un parpadeo representa un porcentaje alto sobre la duración total del trial, se propone que aquellos trials en los que se parpadee sean considerados como no-clasificables, es decir, no computen ni como aciertos ni como errores ni como información transmitida, pero sí cuenten en el

cálculo del tiempo total empleado.

9.1.2 Metodología

9.1.2.1 Sujetos y registro

Las pruebas se realizaron sobre un total de 6 sujetos, 4 hombres y 2 mujeres, todos de ellos estudiantes o licenciados universitarios con edad comprendida entre los 24 y 35 años. No se reconoce entre los sujetos ningún tipo de enfermedad visual o cognitiva que imposibilite o merme las prestaciones o el desarrollo del experimento.

Se usó un único canal en configuración bipolar, usando electrodos de oro situados el activo en la posición Oz y el de referencia en la Pz del Sistema Internacional 10-20. Como tierra un electrodo de pinzas situado en el lóbulo de la oreja derecha. Todos los electrodos fueron fijados a la cabeza con la ayuda de un gorro y se aplicó gel electrolito.

Los datos fueron adquiridos usando el amplificador de Gtec USBamp, con filtros paso bajo con frecuencia de corte 100 Hz y paso alto de 2 Hz. Los datos adquiridos fueron muestreados a una frecuencia de 250 Hz, superando ampliamente el criterio de Nyquist y convertidos a digital con una resolución de 16 bits por muestra mediante la tarjeta adquisidora de National Instrument USB-6210.

9.1.2.2 Estimulación y biofeedback

La estimulación fue estructurada de tipo damero, con relación de contraste superior al 75% y abarcó un ángulo visual de estimulación superior al 15°. Las frecuencias espaciales y temporales fueron las óptimas para cada sujeto según el procedimiento explicado en el apartado 9.1.1.1. Bajo estas condiciones de estimulación se busca garantizar, para cada sujeto el máximo de SNR.

Para la presentación de los estímulos se usó el monitor de tipo CRT, compatible Sun Microsystem de 40 cm x 30 cm de pantalla, configurado con una resolución de 800x600 píxeles y una frecuencia de refresco de 140 Hz. El sujeto se situó a 100 cm

de la pantalla.

La habitación en la que se desarrolló el experimento estuvo aislada de perturbaciones exteriores durante el desarrollo del experimento.

La presentación del paradigma incluye la estimulación y el biofeedback, en dos capas. El biofeedback lo componen el Comecocos y el propio laberinto mientras que la estimulación, en una segunda capa superpuesta, lo constituye el damero. Para la visualización simultánea de ambas capas, se ha diseñado la segunda capa de manera que los elementos oscuros sean en realidad transparentes que, sobre fondo oscuro, produce el contraste deseado. Esto se ha conseguido usando la propiedad de transparencia de los nodos del Standard de realidad virtual VRML. Además debido a la inversión de cuadros blancos y negros necesaria para la excitación de la capa de estimulación, esta transparencia alterna posiciones, pudiéndose verse sin aparente dificultad la capa de biofeedback completa.

Junto con estas 2 capas se producen señales visuales para indicar cuándo se ha tomado una decisión o no. Así, la aparición de un círculo rojo significa que el sistema ha detectado la intención de desplazamiento o que el trial se desarrolló bajo la condición de Ignorar. La aparición de 2 círculos, verde y rojo, significa la detección de un parpadeo o movimiento muscular y por tanto el trial será no clasificable. La no aparición de ningún círculo significa un trial clasificado bajo la condición de Atender.

9.1.2.3 Trials

Se considera un trial el tiempo mínimo necesario para que el sistema pueda realizar una clasificación, que en nuestro caso se llama t_{delta} y es el tiempo durante el cual el Comecocos apunta a una dirección.

De acuerdo al análisis realizado en el apartado 7.2.4, el paradigma que se usa en este estudio corresponde a la clase 2, con 4 códigos posibles $\{S_0\}$, $\{S_1, S_0\}$, $\{S_1, S_1, S_0\}$, $\{S_1, S_1, S_1, S_0\}$ en donde el símbolo S_1 significa un trial clasificado Atender y S_0 Ignorar. En dicho análisis se planteó el tiempo que debía durar cada trial t_{delta} para conseguir una ITR objetivo de $ITR = 1.13bps$, en función de la probabilidad de acierto p_a en un paradigma binario $N = 2$. La Ec. 13 mostraba el tiempo necesario para una

longitud media de código dada trial $\bar{\Gamma}$, que en este paradigma es $\bar{\Gamma} = 2.5$. Sustituyendo estos valores en la ecuación se obtiene:

$$t_{\text{delta}}(s) = \frac{0.97 + p_a \log_2(p_a) + (1 - p_a) \log_2(1 - p_a)}{1.13} \quad \text{Ec. 22}$$

La Figura 69 muestra la duración que debe tener un trial en función de la probabilidad de acierto con los parámetros del apartado anterior.

Como criterio de diseño se considera que trials de duración inferior a 0.4 s. son muy cortos para que el sujeto pueda voluntariamente pasar al estado de Ignorar y a continuación Atender la estimulación. Para este tiempo, haría falta una probabilidad de acierto del 88%. El límite estaría para una probabilidad de acierto del 100%, para la cual se podrían tener trials tan largos como de 0.85 segundos. De la curva de la Figura 69 se observa que, para una probabilidad de acierto típica del 90% ($p_a = 0.9$) la duración de un trial deberá ser $t_{\text{delta}} = 0.44s$, coincidente con el valor de la Tabla 9, en el apartado 7.2.4.

Por tanto, con el objetivo marcado de ITR, la duración de los trials estará en el rango $[0.4..0.85]s$. El valor concreto dependerá del individuo y de la facilidad que muestre para conmutar entre estados atencionales. Por un lado cuanto más dure el trial se obtiene una mejor SNR y el esfuerzo cognitivo del sujeto es menor, pero por otro lado también se exigen probabilidades de acierto más cercanas al 100% para mantener el ITR objetivo. El ajuste de la duración del trial es intrínsecamente dependiente del sujeto y fue ajustado individualmente por un proceso de prueba y error.

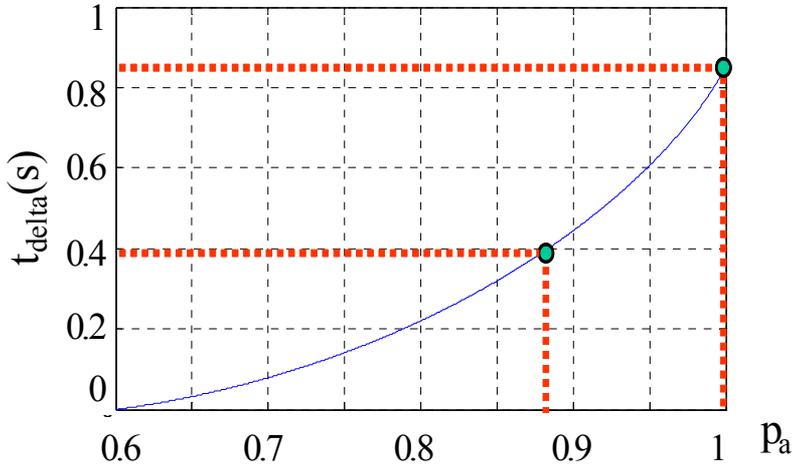


Figura 69 Duración de un trial en función de la probabilidad de acierto para una ITR objetivo de 1.13 bps y 2 símbolos.

Se propone el recorrido de la Figura 70 para medir las prestaciones del sistema. Este recorrido está formado por un circuito en el que el sistema debe tomar 56 decisiones en 23 posiciones distintas. La secuencia de símbolos necesarios para cubrir este recorrido sin fallos, en el menor tiempo posible es el mostrado en la Tabla 15.

El modelo probabilístico empleado en el apartado 7.2.4 para definir el paradigma encaja con el real. Las probabilidades estimadas a priori para los símbolos $\{S_0, S_1\}$ fueron de 0.4 y 0.6 respectivamente con longitudes medias de códigos de 2.5 símbolos, mientras que en el recorrido real propuesto las probabilidades son de 0.41-0.59 y longitud media de códigos de 2.43 símbolos (ver Tabla 16). Introducidas estas pequeñas desviaciones en las ecuaciones que rigen nuestro modelo la variación es despreciable, por lo que se seguimos ateniéndonos a las estimaciones y cálculos previstos.

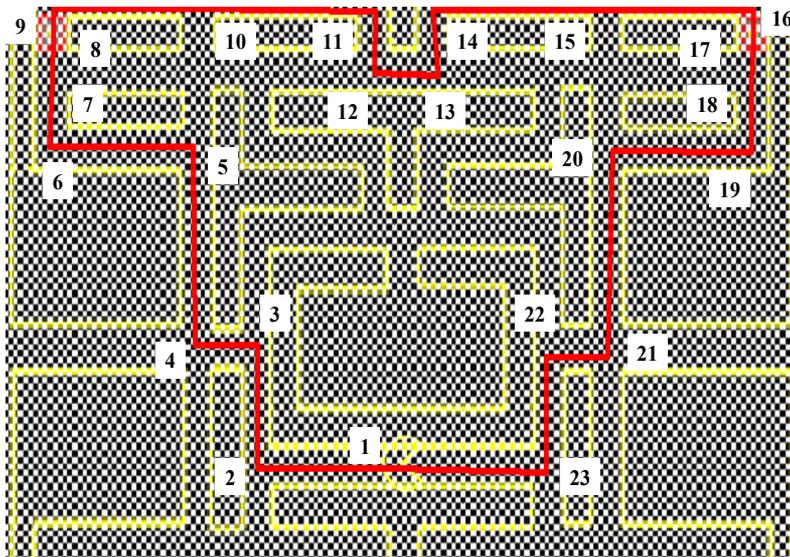


Figura 70 Recorrido empleado en la medición de las prestaciones del BCI-DEPRACAP.

Etapa	1	2	3	4	5	6
Código	$S_1 S_1 S_1 S_0$	S_0	$S_1 S_1 S_0$	S_0	$S_1 S_1 S_0$	S_0
Etapa	7	8	9	10	11	12
Código	$S_1 S_1 S_1 S_0$	$S_1 S_1 S_1 S_0$	S_0	$S_1 S_1 S_1 S_0$	S_0	$S_1 S_1 S_0$
Etapa	13	14	15	16	17	18
Código	$S_1 S_1 S_0$	S_0	$S_1 S_1 S_1 S_0$	S_0	$S_1 S_1 S_1 S_0$	$S_1 S_1 S_1 S_0$
Etapa	19	20	21	22	23	
Código	S_0	$S_1 S_1 S_0$	S_0	$S_1 S_1 S_0$	S_0	

Tabla 15 Símbolos enviados en cada posición.
 Secuencia de símbolos enviados para completar el recorrido en un tiempo óptimo pasando por las 23 posiciones. El Comecocos comienza apuntando hacia arriba y rota según el sentido de las agujas del reloj.

Símbolo	S_0	S_1	Total
Número	23	33	56
Probabilidad	0,41	0,59	1
Longitud Media	2,43		

Tabla 16 Estadísticas de la codificación.

La estimación del ITR conseguido durante la fase de operación se hará mediante la aplicación de la Ec 5.

9.1.2.4 Clasificación

Tanto el estímulo como su clasificación se realizan de forma continua y síncrona. El estímulo está siempre presente y el sujeto se limita a prestarle atención o ignorarlo. En cada instante el sistema ofrece una única posibilidad de desplazamiento al sujeto: Arriba, Derecha, Abajo e Izquierda. Mientras el sistema decida que el sujeto está en el estado Atender, no se realizará ningún desplazamiento, mientras que si decide que está en el estado Ignorar, el Comecocos se desplazará en la dirección a la que apunte (ver Figura 67).

El Comecocos rota entre posiciones con una cadencia constante de t_{delta} segundos, según el sentido de las agujas del reloj. Así mientras el sujeto presta atención a la estimulación no se realizará ninguna acción y en el instante en el que el sujeto deje de prestar atención, el sistema detectara la intención y la posibilidad ofrecida en ese momento será ejecutada desplazando el Comecocos en la dirección a la que apunta.

La clasificación es de tipo binaria. El sistema decide entre los estados {Atender, Ignorar}. La clasificación está basada en filtros adaptados. Para ello, se obtienen dos señales patrón, extraídas del promedio de los últimos 8 trials para los que el sistema ha clasificado el estado como Atender e Ignorar respectivamente. De estas señales serán extraídas las componentes espectrales a las frecuencias de excitación temporal fundamental y del primer armónico. Estas dos señales patrón, junto con la probabilidad de cada símbolo y el ruido promedio serán usados, en un receptor óptimo de complejidad mínima, para la clasificación según el principio MAP [CARLSON02].

9.1.2.4.1 Fronteras de decisión

El principio de funcionamiento del detector óptimo de complejidad mínima puede explicarse de forma visual en el espacio de vectores. En este apartado se explicará el método usado para la determinación de las fronteras de decisión entre los estados Atender e Ignorar.

La determinación de estas fronteras es dinámica, esto quiere decir que varía con el tiempo en función de las propias respuestas de los sujetos y se estima con un algoritmo tremendamente sencillo. Este algoritmo asume:

1. Que la característica a extraer (amplitud y fase) correspondiente a ambos símbolos está afectada por un ruido aditivo de tipo gaussiano.
2. Se conocen a priori las probabilidades de transmisión de símbolos. Como se vio en el apartado 9.1.2.3, la probabilidad de transmitir el símbolo S_1 o estar en la condición Atender es de 0.59, mientras que la de transmitir S_0 o estar en la condición de Ignorar es del 0.41.

Se puede explicar en pasos y visualmente el algoritmo usado para la clasificación:

1. Antes de comenzar las pruebas se genera una ventana de trials con un mismo número de símbolos S_0 , S_1 . La cantidad de trials a realizar serán 16, 8 bajo la condición de Atender y 8 bajo la condición de Ignorar.
2. Se estima la FFT de cada grupo de trials, y se obtiene la componente espectral a la frecuencia fundamental y primer armónico de la estimulación $V_{aF}, V_{a1}, V_{iF}, V_{i1}$. Estas componentes constituyen los patrones para los estados Atender e Ignorar.
3. Ya que la representación de los trials en el dominio de la frecuencia usa la base ortonormal de exponenciales complejas (transformada de Fourier), podemos proyectar cada componente en un eje cartesiano, en

donde el eje X representa la frecuencia fundamental y el eje Y la del primer armónico.

4. Se obtiene un valor del ruido promedio en la banda de la frecuencia fundamental y primer armónico
5. Con los valores obtenidos en los pasos 2 y 3 se computa la frontera, que será la recta perpendicular al segmento delimitado por los dos vectores patrón (Atender e Ignorar).
6. Los dos semiplanos delimitados por la recta, constituyen las dos áreas de decisión.
7. Por cada trial ejecutado y clasificado, se desplaza la ventana de trials correspondiente una posición, saliendo el trial más antiguo y entrando el recientemente clasificado.
8. Una nueva frontera de decisión se establece volviendo al paso 2.

Un ejemplo simplificado del uso de este algoritmo, reducido al uso de una sola componente (a la frecuencia fundamental), con igual ruido afectando todos los trials y el uso de símbolos equiprobables puede verse en la Figura 71. Los círculos verdes y rojos corresponden a la característica extraída bajo la condición de Atender (verde) e Ignorar (rojo) para la ventana de 8 trials definida en el paso 1. La característica es un número complejo, determinado por una amplitud una fase. La ejecución del paso 2 es equivalente al cálculo del punto medio, que en la figura aparece como un vector azul. La frontera es la línea perpendicular que pasa por el extremo del vector azul, dejando a ambos lados las dos regiones de decisión.

Nótese la gran diferencia entre las áreas de clasificación usando información de amplitud y fase en comparación con cuando sólo se usan información de amplitud, que es el método tradicional para la clasificación en sistemas BCI basado en PEVEE (ver Figura 72). Para distintas áreas de clasificación se esperan distintas prestaciones

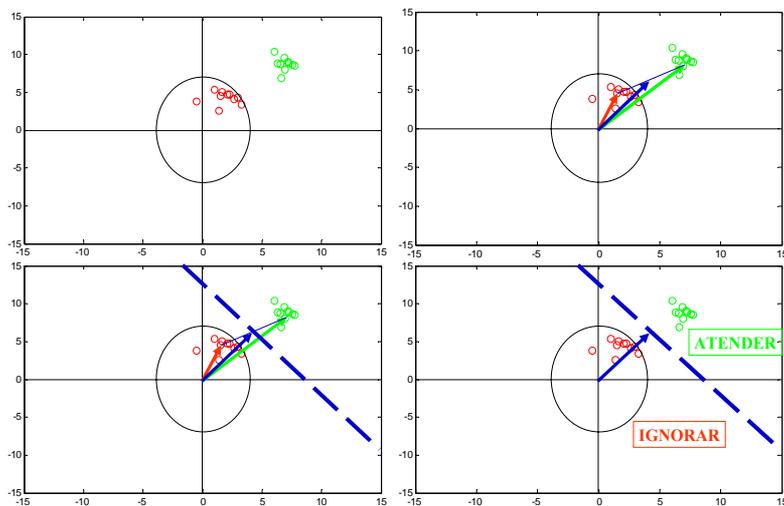


Figura 71 Frontera de decisión basada en amplitud y fase.

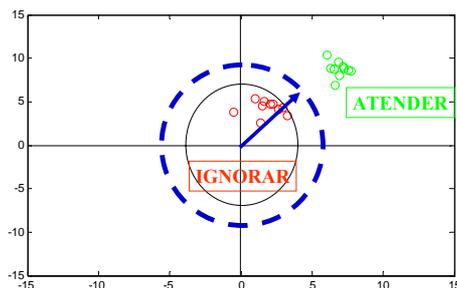


Figura 72 Frontera de decisión basada sólo en la amplitud

Una revisión más profunda de los principios que inspiran el método de clasificación del BCI-DEPRACP se puede encontrar en el ANEXO C.

9.1.3 Resultados

A continuación se presentarán los resultados para la fase de entrenamiento y de operación.

9.1.3.1 Fase de entrenamiento

Se presentan unos cuadros de resultados para los sujetos que participaron en las pruebas. Para cada uno se muestra una tabla con la SNR (dB) promedio después del periodo de entrenamiento, medida según la Ec. 21.

Junto con la tabla se presenta un mapa interpolado de colores de la SNR en unidades naturales. La zona delimitada por la línea punteada corresponde al área en la que se encuentra la mayor SNR y por tanto la configuración de las frecuencias espaciales y temporales para la fase de operación debería ser una de las pertenecientes a dicha área.

Un sujeto (EMD) mostró su rechazo a frecuencias temporales bajas ya que le producían fatiga visual y humedad en los ojos. Esto le llevaba a una pérdida de la concentración y alteración de la estimulación recibida. Los resultados con este mismo sujeto de la fase de entrenamiento mostraron, sistemáticamente, una pobre SNR para frecuencias temporales bajas, independientemente de la frecuencia espacial y una mejor SNR para frecuencias temporales más altas (ver Figura 76), lo cual corrobora las objeciones subjetivas realizadas. Otro sujeto (MDL) declaró difícil

Itad para conmutar entre los estados de Atender e Ignorar durante toda la fase de entrenamiento. En la Figura 75 se observan distintas áreas de alta SNR dispersas por todo el mapa en donde se alterna entre máximos y mínimo de la SNR sin una consistencia que sí se aprecia en el resto de sujetos. Este hecho prueba que las SNR obtenidas para este sujeto están motivadas más por la influencia del ruido presente en ese instante que por los efectos moduladores que la atención tuvo sobre los PEVEE.

El resto de los sujetos presentaron el comportamiento esperado, con una zona principal en la que se maximiza la SNR, que generalmente se presenta por encima de los 5 cpd de frecuencia espacial. Aunque se ha mostrado en el apartado 7.4.3.1 que típicamente se alcanza un máximo de PEV para frecuencias espaciales entre 3.5 y 4 cpd, hay que tener en cuenta que aquí se está maximizando la SNR, que depende de las diferencias de energías del PEV bajo las condiciones Atender e Ignorar. Presumiblemente para frecuencias espaciales más altas, la condición Ignorar provoca PEV de menor energía, lo cual justifica los valores encontrados.

- CRR

Frecuencia temporal (Hz)	Frecuencia Espacial (cpd)				
	3,5	4,0	5,0	6,0	8,0
14	2,16	6,42	9,15	6,91	8,51
15	2,98	8,99	11,67	10,80	5,53
16	10,26	7,89	9,53	8,18	5,61
17	9,00	11,63	7,90	10,82	9,73
18	11,64	6,55	8,29	4,71	7,13

Tabla 17 SNR (dB) para distintas configuraciones de estimulación del sujeto CRR.

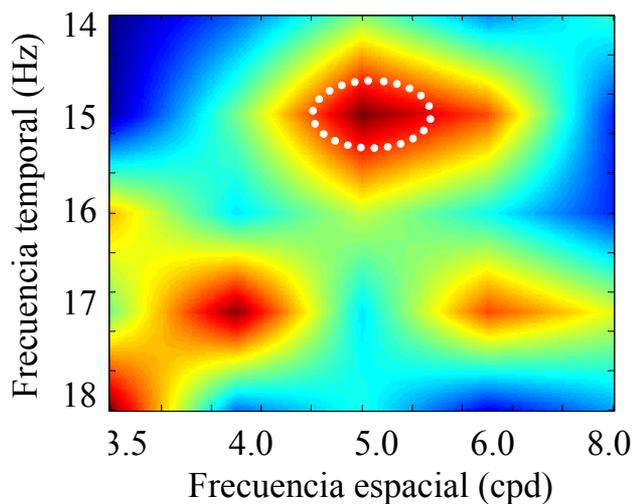


Figura 73 Mapa interpolado de la SNR en unidades naturales del sujeto CRR.

- DAL

Frecuencia temporal (Hz)	Frecuencia Espacial (cpd)				
	3,5	4,0	5,0	6,0	8,0
14	9,20	0,56	5,96	3,70	7,62
15	5,40	3,73	7,50	9,36	9,46
16	4,57	6,65	9,43	10,43	10,93
17	6,14	10,03	12,07	10,35	9,48
18	4,18	9,24	11,36	9,98	12,43

Tabla 18 SNR (dB) para distintas configuraciones de la estimación del sujeto DAL.

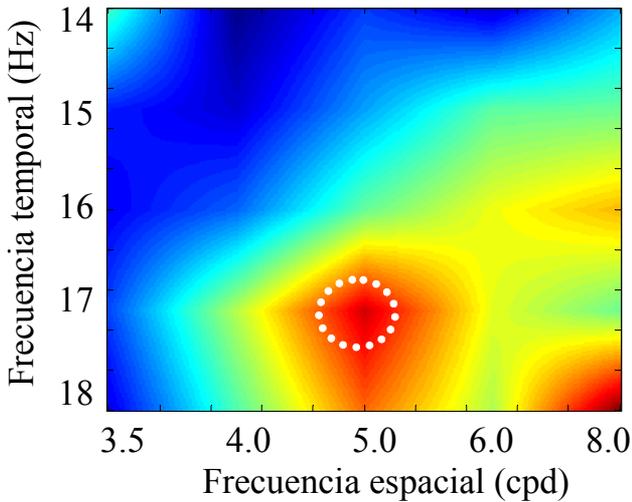


Figura 74 Mapa interpolado de la SNR en unidades naturales del sujeto DAL.

- MDL

Frecuencia temporal (Hz)	Frecuencia Espacial (cpd)				
	3,5	4,0	5,0	6,0	8,0
14	0,77	2,64	6,77	4,07	0,59
15	6,10	0,99	8,05	3,41	6,91
16	3,35	1,65	4,80	1,36	1,02
17	8,19	-4,28	3,68	8,71	7,52
18	4,50	7,90	4,57	7,46	4,05

Tabla 19 SNR (dB) para distintas configuraciones de la estimación del sujeto MDL.

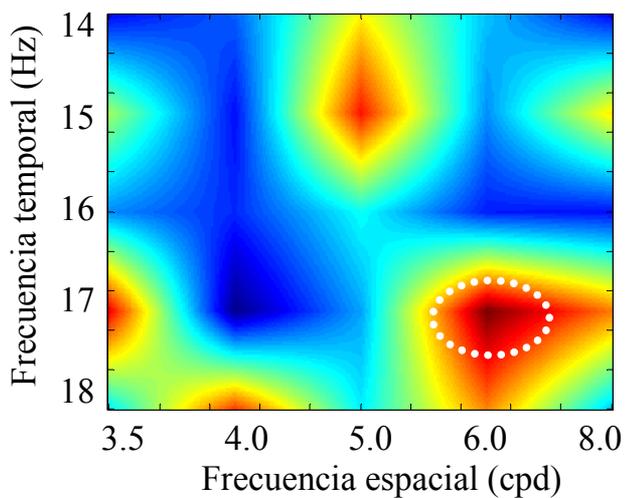


Figura 75 Mapa interpolado de la SNR en unidades naturales del sujeto MDL.

- EMD

Frecuencia temporal (Hz)	Frecuencia Espacial (cpd)				
	3,5	4,0	5,0	6,0	8,0
14	0,74	1,78	5,42	5,84	-0,29
15	5,99	2,02	9,34	9,64	2,56
16	7,78	4,09	13,04	12,72	8,05
17	3,75	4,20	14,04	12,19	7,97
18	5,92	9,00	10,13	10,08	7,92

Tabla 20 SNR (dB) para distintas configuraciones de la estimación del sujeto EMD.

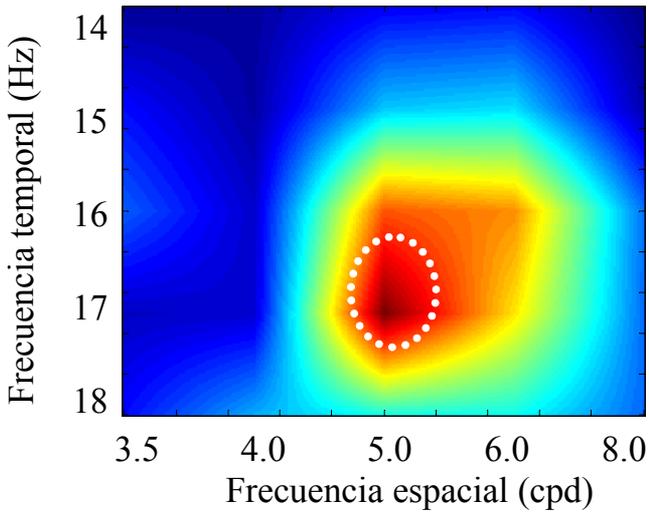


Figura 76 Mapa interpolado de la SNR en unidades naturales del sujeto EMD.

- MAL

Frecuencia temporal (Hz)	Frecuencia Espacial (cpd)				
	3,5	4,0	5,0	6,0	8,0
14	4,70	5,77	8,00	9,42	9,88
15	6,97	3,18	6,71	10,19	13,03
16	8,78	2,10	2,23	11,69	9,57
17	7,82	4,79	9,93	10,90	9,76
18	6,03	9,32	11,61	10,73	9,58

Tabla 21 SNR (dB) para distintas configuraciones de la estimación del sujeto MAL.

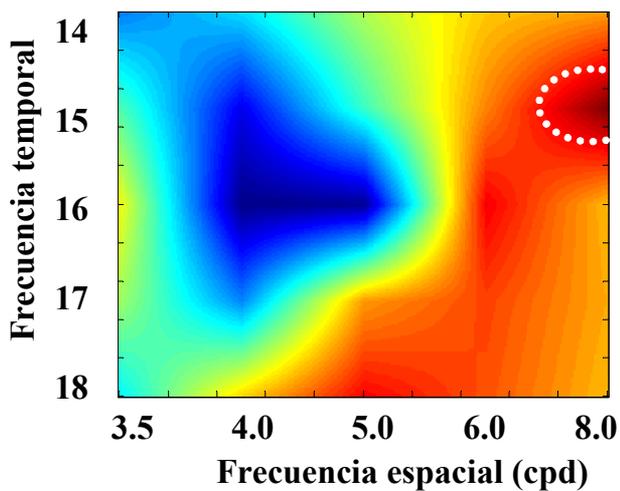


Figura 77 Mapa interpolado de la SNR en unidades naturales del sujeto MAL.

- GPL

Frecuencia temporal (Hz)	Frecuencia Espacial (cpd)				
	3,5	4,0	5,0	6,0	8,0
14	13,01	8,69	4,91	13,60	8,17
15	12,73	8,33	7,99	10,57	8,52
16	10,27	13,44	10,75	12,02	9,70
17	11,63	12,47	11,26	6,54	5,38
18	11,03	11,06	11,10	6,68	3,69

Tabla 22 SNR (dB) para distintas configuraciones de la estimación del sujeto GPL.

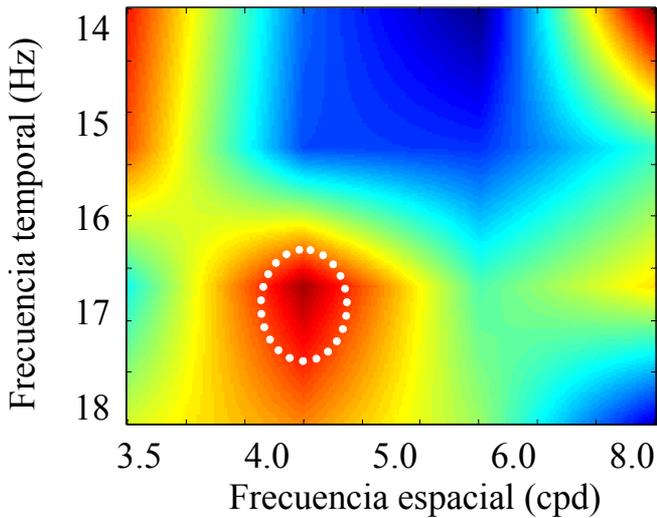


Figura 78 Mapa interpolado de la SNR en unidades naturales del sujeto MAL.

9.1.3.2 Fase de operación

Para la fase de operación se usó una configuración de frecuencias temporales de las delimitadas por la línea punteada en función de la duración del trial a la que se producía una máxima ITR y que minimizaba o anulaba la dispersión espectral.

- CRR

Num	tdelta (s)	Num errores	No clasificables	pa	ITR (bps)
1	1,00	5	3	0,91	0,51
2	1,00	7	3	0,87	0,40
3	1,00	5	5	0,91	0,49
4	1,00	6	2	0,89	0,46
5	1,00	2	6	0,96	0,67
6	1,00	4	4	0,93	0,56
7	1,00	3	0	0,95	0,67
8	1,00	6	3	0,89	0,45
9	1,00	3	1	0,95	0,66
10	1,00	5	1	0,91	0,53

Num	tdelta (s)	Num errores	No clasificables	pa	ITR (bps)
1	0,84	7	3	0,87	0,48
2	0,84	6	2	0,89	0,55
3	0,84	4	4	0,93	0,66
4	0,84	5	1	0,91	0,63
5	0,84	4	4	0,93	0,66
6	0,84	5	6	0,91	0,57
7	0,84	3	2	0,95	0,77
8	0,84	7	2	0,87	0,49
9	0,84	5	2	0,91	0,62
10	0,84	5	1	0,91	0,63

Promedio						
Num errores	No clasificables	pa	ITR media (bps)	ITR MAX (bps)	ITR MIN (bps)	tdelta (s)
4,60	2,80	0,92	0,54	0,67	0,40	1,00
5,10	2,70	0,91	0,60	0,77	0,48	0,84

Tabla 23 Resultados de la fase de operación para CRR.

- DAL

Num	tdelta (s)	Num errores	No clasificables	pa	ITR (bps)
1	1,00	4	3	0,93	0,57
2	1,00	3	4	0,95	0,62
3	1,00	2	2	0,96	0,72
4	1,00	2	2	0,96	0,72
5	1,00	2	3	0,96	0,71
6	1,00	3	4	0,95	0,62
7	1,00	4	0	0,93	0,60
8	1,00	2	1	0,96	0,73
9	1,00	2	1	0,96	0,73
10	1,00	2	0	0,96	0,75

Num	tdelta (s)	Num errores	No clasificables	pa	ITR (bps)
1	0,84	5	3	0,91	0,60
2	0,84	3	3	0,95	0,75
3	0,84	2	3	0,96	0,84
4	0,84	2	1	0,96	0,87
5	0,84	3	2	0,95	0,77
6	0,84	2	0	0,96	0,89
7	0,84	3	1	0,95	0,78
8	0,84	4	3	0,93	0,67
9	0,84	3	2	0,95	0,77
10	0,84	4	1	0,93	0,70

Promedio						
Num errores	No clasificables	pa	ITR media (bps)	ITR MAX (bps)	ITR MIN (bps)	tdelta (s)
2,60	2,00	0,95	0,68	0,75	0,57	1,00
3,10	1,90	0,94	0,77	0,89	0,60	0,84

Tabla 24 Resultados de la fase de operación para DAL.

- MDL

Num	tdelta (s)	Num errores	No clasificables	pa	ITR (bps)
1	1,00	11	3	0,80	0,24
2	1,00	14	6	0,75	0,14
3	1,00	10	5	0,82	0,27
4	1,00	9	6	0,84	0,30
5	1,00	13	2	0,77	0,18
6	1,00	14	4	0,75	0,15
7	1,00	11	5	0,80	0,23
8	1,00	11	4	0,80	0,24
9	1,00	10	3	0,82	0,28
10	1,00	9	3	0,84	0,32

Promedio						
Num errores	No clasificables	pa	ITR media (bps)	ITR MAX (bps)	ITR MIN (bps)	tdelta (s)
11,20	4,10	0,80	0,23	0,32	0,14	1,00

Tabla 25 Resultados de la fase de operación para MDL.

- EMD

Num	tdelta (s)	Num errores	No clasificables	pa	ITR (bps)
1	1,00	10	3	0,82	0,28
2	1,00	8	4	0,86	0,35
3	1,00	4	3	0,93	0,57
4	1,00	4	4	0,93	0,56
5	1,00	5	5	0,91	0,49
6	1,00	4	2	0,93	0,58
7	1,00	6	3	0,89	0,45
8	1,00	5	4	0,91	0,50
9	1,00	4	3	0,93	0,57
10	1,00	5	5	0,91	0,49

Num	tdelta (s)	Num errores	No clasificables	pa	ITR (bps)
1	0,84	12	2	0,79	0,25
2	0,84	8	4	0,86	0,42
3	0,84	5	4	0,91	0,59
4	0,84	5	3	0,91	0,60
5	0,84	6	6	0,89	0,51
6	0,84	4	3	0,93	0,67
7	0,84	7	4	0,87	0,47
8	0,84	4	2	0,93	0,69
9	0,84	5	3	0,91	0,60
10	0,84	5	0	0,91	0,64

Promedio						
Num errores	No clasificables	pa	ITR media (bps)	ITR MAX (bps)	ITR MIN (bps)	tdelta (s)
5,50	3,60	0,90	0,48	0,58	0,28	1,00
6,10	3,10	0,89	0,55	0,69	0,25	0,84

Tabla 26 Resultados de la fase de operación para EMD

- MAL

Num	tdelta (s)	Num errores	No clasificables	pa	ITR (bps)
1	1,00	2	0	0,96	0,75
2	1,00	3	1	0,95	0,66
3	1,00	1	2	0,98	0,81
4	1,00	2	1	0,96	0,73
5	1,00	2	0	0,96	0,75
6	1,00	0	2	1,00	0,94
7	1,00	4	1	0,93	0,59
8	1,00	1	2	0,98	0,81
9	1,00	1	1	0,98	0,83
10	1,00	1	1	0,98	0,83

Num	tdelta (s)	Num errores	No clasificables	pa	ITR (bps)
1	0,70	3	0	0,95	0,96
2	0,70	4	1	0,93	0,84
3	0,70	2	0	0,96	1,07
4	0,70	3	1	0,95	0,94
5	0,70	2	0	0,96	1,07
6	0,70	2	2	0,96	1,03
7	0,70	3	1	0,95	0,94
8	0,70	1	2	0,98	1,16
9	0,70	3	0	0,95	0,96
10	0,70	2	1	0,96	1,05

Promedio						
Num errores	No clasificables	pa	ITR media (bps)	ITR MAX (bps)	ITR MIN (bps)	tdelta (s)
1,70	1,10	0,97	0,77	0,94	0,59	1,00
2,50	0,80	0,96	1,00	1,16	0,84	0,70

Tabla 27 Resultados de la fase de operación para MAL.

- GPL

Num	tdelta (s)	Num errores	No clasificables	pa	ITR (bps)
1	1,00	14	1	0,75	0,16
2	1,00	13	2	0,77	0,18
3	1,00	15	1	0,73	0,13
4	1,00	11	1	0,80	0,25
5	1,00	9	2	0,84	0,32
6	1,00	12	3	0,79	0,21
7	1,00	9	2	0,84	0,32
8	1,00	8	0	0,86	0,38
9	1,00	9	1	0,84	0,33
10	1,00	10	0	0,82	0,29

Num	tdelta (s)	Num errores	No clasificables	pa	ITR (bps)
1	0,84	14	2	0,75	0,18
2	0,84	14	2	0,75	0,18
3	0,84	15	1	0,73	0,15
4	0,84	12	2	0,79	0,25
5	0,84	10	1	0,82	0,34
6	0,84	13	0	0,77	0,22
7	0,84	10	0	0,82	0,35
8	0,84	8	1	0,86	0,44
9	0,84	12	2	0,79	0,25
10	0,84	11	1	0,80	0,30

Promedio						
Num errores	No clasificables	pa	ITR media (bps)	ITR MAX (bps)	ITR MIN (bps)	tdelta (s)
11,00	1,30	0,80	0,26	0,38	0,13	1,00
11,90	1,20	0,79	0,27	0,44	0,15	0,84

Tabla 28 Resultados de la fase de operación para GPL.

9.1.4 Conclusiones

Del paradigma usado con el BCI-DEPRACAP podemos extraer las siguientes conclusiones:

- EL BCI-DEPRACAP es un sistema de altas prestaciones que permite la comunicación con personas con deficiencias motoras severas sin necesidad de mover los ojos.
- El paradigma aplicado es de tipo binario con un único estímulo, basado en la atención selectiva. Esta disposición de la estimulación permite, por un lado, a aquellos discapacitados incapaces de mover los ojos que usen el sistema, y por otro, demuestra que los sistemas BCI basados en PEVEE pueden funcionar con altas prestaciones sin realizar movimientos musculares voluntarios, simplemente mediante la tarea cognitiva de la atención.
- Otro punto de interés probado durante la ejecución de las pruebas es la posibilidad de extraer características de una señal EEG que puedan considerarse casi deterministas, es decir, se pueda precisar la amplitud y fase de su representación espectral, mediante el conocimiento de un entorno temporal anterior corto. Se ha probado que se pueden evocar PEVEE, bajo unas determinadas condiciones experimentales, en donde sus características espectrales pueden ser determinadas a priori.
- Hasta la fecha sólo existen estudios apuntando al uso de BCI basados en PEVEE en donde se pueda clasificar tanto la amplitud como la fase de la componente fundamental. Sin embargo hasta la fecha, los sistemas BCI basados en PEVEE sólo usaban la amplitud (potencia) en clasificación. En nuestro sistema se han usado ambas características, amplitud y fase, con una mejora de la relación SNR, lo cual incide en una mejora significativa de las prestaciones.
- Las prestaciones del sistema con el paradigma explicado en este apartado han superado ampliamente las correspondientes al paradigma binario y aproximado a las máximas publicadas hasta la fecha para un paradigma multiclase. Todo ello usando un paradigma binario en donde la clasificación se basa en dos estados posibles. Teniendo en cuenta que para los 1.13 bps obtenidos en [GAO03] se necesitaron 48 fuentes de estimulación visual,

se espera poder aumentar ampliamente esta cota mediante el uso de un mayor número de estímulos en un paradigma multiclase a costa de la necesidad del movimiento de los ojos.

10 Aportaciones y conclusiones finales

En esta tesis se han estudiado distintas alternativas de diseño de un BCI de altas prestaciones apto para individuos con incapacidad para mover los ojos. Durante este estudio se han realizado pruebas con BCI basados en potenciales P300, PEAAE y PEVEE. Entre las aportaciones y conclusiones más sobresalientes de esta tesis están las siguientes:

- Se han presentado evidencias de que la atención selectiva puede modular la potencia de los PEAAE, que son potenciales generados en el tronco cerebral, de naturaleza no cognitiva, y por tanto podría usarse en el diseño de sistemas BCI. De acuerdo con los trabajos de otros autores podrían producirse efectos de la atención selectiva sobre el sistema auditivo periférico siempre que el sistema auditivo se vea obligado, adoptando la solución más eficiente con el mínimo coste energético, esto es, bajo unas condiciones adversas de estimulación.
- Se ha diseñado un sistema BCI de altas prestaciones basado en PEVEE, que cumple con los requisitos de un mínimo tiempo de preparación, esfuerzo cognitivo y una gran adaptabilidad al usuario.

- El BCI se basa en la atención selectiva a estímulos visuales que evocan PEVEE. Dado que la atención es una cualidad inherente al ser humano, el coste en términos de esfuerzo cognitivo es mínimo con un escaso o nulo entrenamiento. Por otro lado el registro de PEVEE puede realizarse con una SNR razonable usando un único canal, lo cual ayuda a minimizar el tiempo de preparación.
- En esta tesis se ha probado que se puede conseguir unas altas prestaciones con un mínimo entrenamiento y tiempo de preparación. El uso de un único canal podría plantear la implantación permanente de un mínimo número de electrodos, minimizado así el riesgo de la intervención quirúrgica.
- El diseño del paradigma basado en PEVEE permite el uso de este tipo de BCI sin necesidad de mover los ojos. Hasta ahora, se ha considerado que los sistemas BCI basados en PEVEE necesitan para su funcionamiento el movimiento de los ojos para mirar directamente al estímulo objetivo. Se han presentado los fundamentos psicofisiológicos que avalan la no necesidad de mirar directamente al estímulo para modular mediante atención selectiva la energía del PEVEE asociado. Las pruebas realizadas con el BCI diseñado en esta tesis demuestran que, manteniendo un único punto de fijación central, es posible la modulación de estos potenciales, permitiendo así la comunicación con individuos con deficiencias motoras severas.
- Con el sistema desarrollado en esta tesis, se ha obtenido un ITR promedio de 0.73 bps, con picos de 1.16 bps., sin tener en cuenta los resultados de los 2 peores participantes. Estos valores se aproximan al mayor valor de ITR promedio publicado en un sistema BCI, 1.13 bps, pese a que éste fue conseguido en un paradigma con 48 clases junto con la posibilidad de movimiento de los ojos para la localización espacial del estímulo.
- Pese a que el EEG se considera una señal no estacionaria, se ha demostrado, que bajo la estimulación y condiciones adecuadas se puede extraer una característica EEG no solamente estacionaria sino además determinista, ya que para un estímulo dado, en un tiempo y frecuencias específicas podemos estimar de forma precisa la amplitud, fase y frecuencias de la respuesta. De esta forma se han podido procesar características EEG mediante el análisis de Fourier sin ninguna limitación en la ventana de análisis.

- Se ha realizado un amplio estudio de los fundamentos y condiciones que favorecen la generación de PEVEE en donde su amplitud y fase permanecen prácticamente invariantes en el tiempo para un individuo. Así se han diseñado unos procedimientos experimentales que incluyen la estimulación, entrenamiento y determinación de parámetros óptimos para cada individuo, condiciones ambientales, configuración de la instrumentación, duración de trials y tareas cognitivas, que conducen a la evocación de PEVEE de igual o muy parecida amplitud y fase de forma reproducible.
- En esta tesis se ha hecho uso de la amplitud y de la fase de las frecuencias fundamental y primer armónico de los PEVEE. Esto constituye una ventaja clara, respecto al procesamiento tradicional de BCI basados en PEVEE, que usan solamente la amplitud. Este hecho es clave en los resultados satisfactorios obtenidos durante la fase de evaluación de las prestaciones.

11 Mejoras futuras y aplicaciones

Muchos son los aspectos mejorables y posibilidades de uso no exploradas todavía en los sistemas BCI. Hasta la fecha los BCI se han considerado sistemas de muy bajas prestaciones, en términos de ITR, o lo que es lo mismo, de caudal de comunicación o número de órdenes por segundo que pueden ejecutarse. Sin embargo en el presente estudio se ha presentado un sistema capaz de alcanzar una ITR máxima de de 1.16 bps. superando con creces el máximo ITR publicado hasta la fecha para paradigmas de tipo binario.

11.1 Mejoras en la extracción y clasificación

Entre las mejoras se propone el estudio de los siguientes factores:

- Estudio de mecanismos que sincronicen las tres fuentes de relojes del sistema, tarjeta adquisidora,

CPU y monitor, con el objeto de minimizar la dispersión espectral.

- Diseño de un sistema que incluya el uso de redundancias, de manera que errores anteriores en la clasificación puedan ser corregidos a posteriori.
- Uso de estimulación multimodal, adaptando así las frecuencias temporal y espacial de la estimulación a cada individuo y las características fisiológicas del sistema visual humano.

11.2 Uso de paradigmas multiclase

Esta hipótesis ha sido explotada con éxito en el diversos estudios para estimulaciones de tipo visual. Como parte de un estudio más avanzado se propone el estudio de un paradigma basado en estimulación auditiva y visual. Se proponen estímulos que conduzcan a la generación de PEAAE. Los motivos de interés de este tipo de estimulación son varios

- Al igual que los PEVEE, los PEAAE generan una respuesta de tipo sinusoidal, en una banda muy estrecha del espectro, lo cual mejora la SNR
- Estudios han mostrado evidencias de que la atención selectiva tiene un efecto sobre los PEAAE similar al ejercido sobre los PEAVEE.
- Permitiría a personas ciegas o en un estado muy avanzado de ELA, incapaces de procesar estímulos visuales de forma apropiada, una vía de comunicación.
- La generación de estos potenciales permite distintos estímulos auditivos simultáneos, lo cual aumentaría el ITR, considerando una misma tasa de acierto, de manera proporcional al \log_2 del número de estímulos auditivos presentados simultáneamente.
- Permite el diseño de un paradigma con estimulaciones simultáneas de naturaleza auditiva y visual. De la combinación de ambas estimulaciones se espera una mejora importante en las prestaciones.

11.3 Aplicaciones AAL

Se propone la adaptación del uso de este sistema para entornos de AAL. Los usuarios de estos entornos muestran unas características eclécticas entre pacientes con discapacidad motora severa y un paciente completamente sano. Las siguientes consideraciones tendrían que tenerse en cuenta en la adaptación del sistema propuesto en este estudio para usuarios de AAL.

- Los usuarios de AAL no presentan dificultades para dirigir la mirada, incluso para la realización de movimientos de exploración visual. Esto implica que el número de estímulos no está limitado, ni siquiera al campo visual. Así en el diseño de la aplicación se podrían definir tantos estímulos como fuese necesario y cada estímulo estaría asociado a una acción de tipo binaria.
- Los requisitos de comunicación de usuarios de AAL son generalmente superiores a los típicos de usuarios de BCI. Así en el diseño del BCI habría que contemplar un mínimo de 2 bps de ITR. Esta tasa podría superarse una vez se permita el uso de distintos estímulos simultáneos. Por ejemplo, con un ITR de 2 bps se podrían gobernar 32 puntos de control de tipo ON/OFF en casa, y hacer las siguientes acciones
 - Encender la luz
 - Encender la TV
 - Siguiendo canal
 - Siguiendo canal
 - Bajar volumen
 - Encender AA
 - Subir Temperatura
 - Subir Temperatura
 - Subir velocidad del ventilador
- Se espera que los usuarios de ITR puedan moverse, aunque con algunas restricciones, por su hogar. De esta forma tanto el biofeedback como la estimulación pueden estar integrados con su entorno, que debe ser inteligente., relegando así el uso de entornos de realidad virtual.
- La necesidad de movilidad apunta a un diseño portátil del sistema, con electrodos activos y un sistema inalámbrico

para la comunicación de datos con un sistema central de procesamiento.

ANEXOS

Anexo A Sistema Internacional de Referencia 10-20

El sistema Internacional de referencia 10-20 [JASPER58] fue diseñado para obtener un método estándar de colocación de los electrodos en EEG. Veamos un procedimiento de 9 pasos para calcular todos y cada uno de estos puntos [BAREAU]:

Paso 1. Se mide la distancia entre el Nasion y el Inion pasando por el Vertex. Justo en mitad de la distancia Nasion-Inion coloca el punto Cz, que estará situado justo sobre el Vertex.

Paso 2. Al 10% de esta distancia sobre el Nasion señala el punto Fp (Frontal Polar). El 10% de esta distancia sobre el Inion señala el punto Oz (Occipital).

Paso 3. Ya tenemos colocados los puntos Fp, Cz y Oz. Colóquese justo en mitad de Fp y Cz el punto Fz. De igual modo justo en mitad de Cz y Oz el punto Pz.

Paso 4. Se mide la distancia entre los puntos preauriculares (situados por delante del pabellón auditivo) pasando por el

Vertex (Cz). El 10% de esta distancia marca la posición de los puntos temporales mediales, T3 (izquierdo) y T4 (derecho).

Paso 5. Justo a medio camino entre T3 y Cz colocamos C3; entre Cz y T4 colocamos C4.

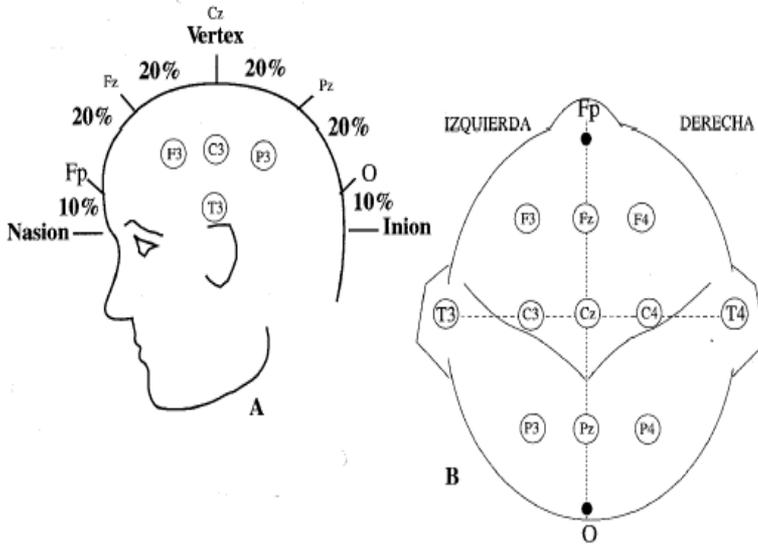


Figura 79 Posiciones iniciales del sistema Internacional de referencia 10-20. Fuente [BAREAU].

Paso 6. Se mide la distancia entre el punto medio Fp y el punto medio Oz a través de T3. A partir de Fp al 10% de esa distancia colcaremos a derecha e izquierda respectivamente FP1 y FP2. A partir de Oz al 10% de esa distancia colcaremos a derecha e izquierda respectivamente O1 y O2.

Paso 7. A medio camino entre FP1 y T3 colcaremos F7. A medio camino entre FP2 y T4 colcaremos F8. A medio camino entre T3 y O1 colcaremos T5. A medio camino entre T4 y O2 colcaremos T6.

Paso 8. Los electrodos F3 y F4 están situados de forma equidistante entre Fz y la línea calculada en Paso 4. De la misma forma los electrodos P3 y P4 equidistan entre el punto Pz y la

línea calculada en Paso 4.

Paso 9. Colocamos los electrodos auriculares A1 y A2 sobre los lóbulos respectivos de la oreja izquierda y derecha respectivamente.

Si hemos hecho correctamente estos primeros pasos veremos que entre los puntos hay una simetría de distancias que son siempre 10% o 20% .De ahí el nombre 10-20 (ver Figura 79).

En cuanto a las medidas pueden realizarse en configuración unipolar y bipolar:

- Unipolar: quiere decir que la referencia para cada uno de los electrodos es la misma que para el resto de los electrodos. Por ejemplo si dispusiéramos de un EEG de 4 canales, los electrodos se pueden colocar siguiendo, por ejemplo, la siguiente forma:
 - Canal 1: entre F3 y Cz.
 - Canal 2: entre F4 y Cz.
 - Canal 3: entre P3 y Cz.
 - Canal 4: entre P4 y Cz.

Esto hace que se necesiten 5 electrodos. El electrodo a tierra debe también estar incluido, por lo que se necesitan realmente 6 electrodos o latiguillos.

- Bipolar: significa que cada canal tiene su propia referencia. Un ejemplo de un montaje bipolar de 4 canales sería:
 - Canal 1: entre F3 y C3.
 - Canal 2: entre F4 y C4.
 - Canal 3: entre P3 y O1.
 - Canal 4: entre P4 y O2.

En este caso se necesitarían bien 8 ó 9 electrodos en el caso de usar el de tierra.

En cuanto a las letras y números asignados a los electrodos siguen las siguientes reglas:

- Los electrodos con números impares están situados al lado izquierdo y los que tienen números pares, al lado derecho del hemisferio cerebral.
- Los números van aumentando cuando nos movemos hacia fuera desde la recta central que separa ambos hemisferios.
- Las letras que están delante del número guardan relación con los lóbulos:
 - o T de temporal.
 - o C de central.
 - o P de parietal.
 - o Z de los electrodos que están en la recta central.

Anexo B Tabla comparativa para BCI

DESCRIPCION DEL SISTEMA		
Sujetos	Descripción	En este campo se describe el tipo de pacientes para los que este sistema BCI está diseñado. Incluyendo sus limitaciones funcionales, estado psicológico, y características singulares
	Necesidades	Descripción de las necesidades de los usuarios que son objetivo a cubrir con este sistema BCI
Finalidad del sistema	Descripción	Descripción de la tarea para que el sistema BCI está diseñado (este campo está relacionado con el campo Necesidades de Sujetos)
Entorno de Operación	Descripción	Se describirá el entorno en el que el sistema operará, incluyendo características sociales, psicológicas o ambientales.

Control BCI	Mecanismo	Se describe el mecanismo neurológico usado para obtener las señales de control de usuario
	Entradas	Descripción de la fuente de señal eléctrica y amplificación
	control de usuario	Define si la señal de control de usuario es intermitente o continua.
	extracción de características	Procedimiento usado para componer el vector de características
	Traducción de características	Método usado para convertir el vector de características en señales lógicas
Control de Interfaz	Salidas	Número y características de las salidas
	Entradas	Número y características de las entradas
	Traducción semántica	Descripción de cómo las señales lógicas son convertidas en salidas con significado semántico para el dispositivo a controlar
	Salidas	Número y características de las salidas
	Control de monitor	Descripción del control de monitor
	Mecanismo de estimulación	Descripción del mecanismo de control de estimulación externa
Dispositivo	Inicio/Apagado del sistema	Cómo se activa y desactiva el control BCI
	Descripción	Descripción del dispositivo
Controlados de Dispositivo	Informe de estado	Cómo el dispositivo alerta al usuario sobre el estado o cambios de estado
	Entradas	Número y características de las entradas
	Descripción funcional	Descripción de cómo las entradas de control semántico son pasadas a señales de control físico para el dispositivo

Tabla 29 Características descriptivas de un sistema BCI.

Anexo C Clasificación de PEVEE basada en amplitud y fase

En este anexo se presentan los principios aplicados en la clasificación de los PEVEE. Aunque el procesamiento se realizó usando información de las componentes espectrales fundamental y primer armónico, por simplicidad, en este anexo se hace referencia solamente a la componente fundamental.

La Figura 80 muestra la representación en el dominio del tiempo de los registros de dos trials, uno bajo la condición Atender y otro bajo la condición Ignorar. En ambos registros están presentes los PEVEE correspondientes a ambos estados, enmascarados por actividad EEG que consideraremos ruido. El nivel de ruido es tal que no pueden ser apreciados a simple vista. Una más adecuada forma de poder observar dichos PEVEE es mediante su representación en el dominio de la frecuencia (ver Figura 81). En esta representación son claramente distinguibles los PEVEE bajo ambas condiciones. Esta figura incluye solamente información de la amplitud de las componentes espectrales pero no de su fase.

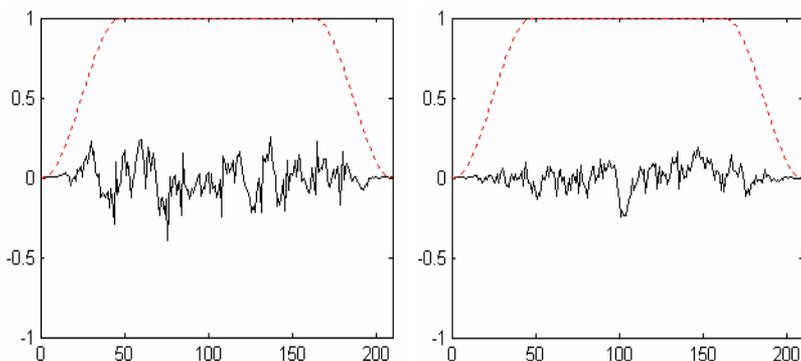


Figura 80 Registros de trials en el dominio del tiempo.

A la izquierda, la figura muestra un registro típico de trial bajo la condición Atender mientras que a la derecha el registro se produjo bajo la condición Ignorar. Ambos registros están enventanados (línea punteada roja) para filtrar la señal y evitar los efectos de transiciones entre estados cognitivo. El eje Y en unidades arbitrarias. El eje X en muestras.

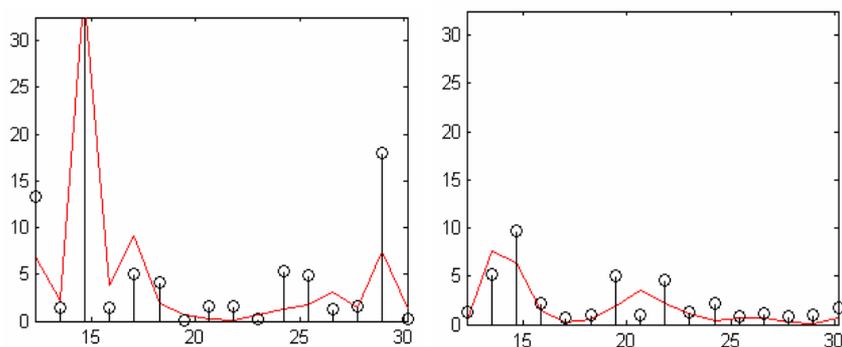


Figura 81 Registros de trials en el dominio de la frecuencia.

Las figuras muestran la representación en el dominio de la frecuencia de los registros enventanados (línea roja) y sin enventanar (círculos negros) mostrados en la Figura 80. Se aprecia claramente, bajo la condición Atender, que las componentes fundamental (14.28 Hz) y primer armónico (28.56 Hz) son de gran amplitud en comparación con la condición Ignorar. El eje Y en unidades arbitrarias, el eje X en Hz.

Para representar información visual de amplitud y fase se recurren a la representación fasorial. Un fasor es un vector que gira a una determinada frecuencia, en nuestro caso la frecuencia fundamental de excitación, con origen el de coordenadas y con amplitud y fase las de la componente espectral a la frecuencia fundamental. Para su mejor visualización se ha prescindido del cuerpo vector, reduciéndose éste a un único punto de los ejes cartesianos. La Figura 82 muestra dos agrupaciones de puntos que corresponden con los PEVEE bajos las condiciones Atender e Ignorar. Se aprecia que tanto la amplitud como la fase permanecen aproximadamente constantes, pudiendo estimar la SNR como función de las distancias de cada punto hasta el isobaricentro o centro de gravedad de la nube de puntos para cada clase. También se advierte una separación clara entre ambas nubes de puntos. A mayor separación mayor probabilidad de acierto en la clasificación.

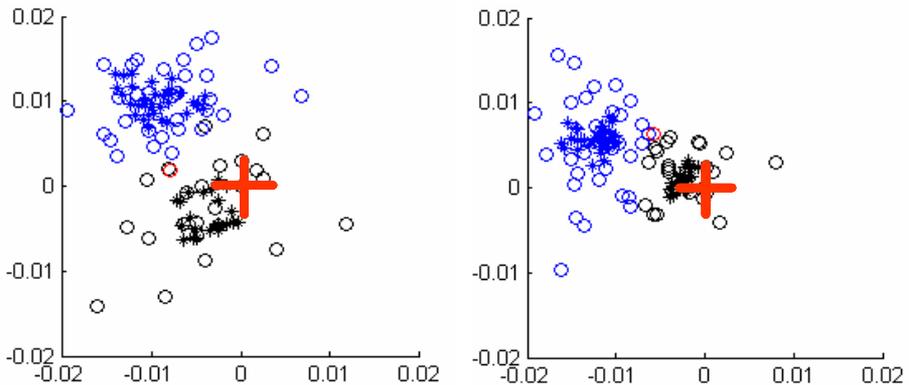


Figura 82 Representación de amplitud y fase de la característica. A la izquierda y derecha la representación de la característica a las frecuencias fundamental y primer armónico respectivamente en el plano complejo para los 56 trials de una sesión de entrenamiento. Círculos en azul corresponden con trials clasificados bajo la condición Atender, en negro bajo la condición Ignorar y en rojo un único trial clasificado erróneamente. Las estrellas de color azul y negro indican las distintas posiciones que el centro de gravedad de la constelación va tomando de acuerdo al principio de ventana deslizante usado para estimar la mejor característica en cada momento. Las unidades de los ejes son arbitrarias.

Clásicamente los PEVEE se han clasificado en función de la amplitud de la componente espectral de la frecuencia fundamental y primer armónico sin tener en cuenta la fase. A continuación se hará una estimación de la mejora esperada cuando se introducen ambas informaciones para la clasificación. Este estudio está extraído de [CARLSON02] con las siguientes suposiciones o simplificaciones.

- Un sistema BCI basado en la clasificación de PEVEE es comparable a un sistema de comunicaciones digitales de tipo binario, en donde la constelación estará compuesta por dos símbolos.
- La modulación de este sistema de comunicaciones puede considerarse de tipo OOK si consideramos la amplitud de una de las clases despreciable respecto a la otra o simplemente se anula, llevando el origen de coordenadas al centro de dicha constelación mediante la sustracción de su energía a ambas clases.
- Los símbolos a transmitir, $\{s_1(t), s_0(t)\}$ son equiprobables y están afectados por el mismo tipo de ruido AWGN.
- Se puede aproximar la clasificación tradicional de PEVEE basada sólo en su amplitud como realizada mediante demodulación no coherente o mediante detección de envolvente, mientras que la clasificación propuesta en esta tesis, basada en amplitud y fase, sería mediante demodulación coherente o síncrona.

Para modulaciones OOK, existen dos forma de realizar la demodulación: Coherente o síncrona y no coherente o por detección de envolvente (ver Figura 83). La diferencia sustancial entre ambas es que la primera obtiene mejores resultados, en términos de probabilidad de error, a costa de un sistema más complejo que necesita de una precisa sincronización con la portadora en recepción. Otro elemento de interés es que bajo adversas condiciones de SNR, las prestaciones del detector de envolvente se degradan, necesitando de una mayor SNR para alcanzar las mismas prestaciones que el coherente.

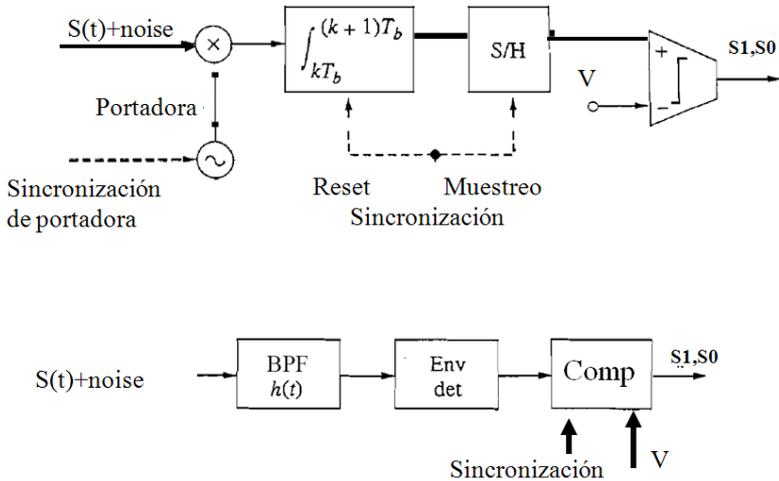


Figura 83 Receptores OOK coherente y detector de envolvente. En la parte superior de la figura se observa un esquema de un receptor OOK coherente. Partiendo de una sincronización entre la llegada de símbolos y la portadora, se utiliza un correlador que dará una máxima respuesta justo al finalizar la recepción del símbolo. Después un comparador de umbral determinará si el símbolo recibido es S_1 ó S_0 . Abajo se presenta un receptor no coherente, formado por un sistema no lineal detector de envolvente y un filtro paso bajo. Se observa que este receptor no necesita conocer la fase de la portadora en recepción. Es por tanto éste último un receptor más sencillo, a costa de unas prestaciones más pobres y unas restricciones más severas. Fuente [CARLSON02].

Sean $s_1(t) = A_c \cos(2\pi f_c t)$ y $s_0(t) = 0$ los símbolos de la modulación OOK, T_b el tiempo de transmisión de un bit (tiempo de un trial) con la condición de que en T_b hay un número entero de ciclos de la portadora a frecuencia f_c (condición necesaria para evitar el problema de la dispersión espectral). Bajo estas condiciones se puede afirmar que para cualquier instante de tiempo t , $s_1(t - kT_b) = A_c \cos(2\pi f_c t)$ y $s_0(t - kT_b) = 0$.

Sean E_1, E_0 las energías respectivas de los símbolos $\{s_1(t), s_0(t)\}$. El cálculo de estas energías en recepción, para el caso del detector coherente se realiza según las ecuaciones $E_1 = A_c^2 \int_0^{T_b} \cos^2(2\pi ft) dt = \frac{A_c^2 T_b}{2}$ y $E_0 = 0$, que coincide con las obtenidas mediante un demodulador de envolvente asumiendo un gran número de ciclos de la portadora por cada bit o trial transmitido ($f_c \gg 1/T_b$).

Bajo las simplificaciones realizadas acerca del ruido y la probabilidad de transmisión de cada símbolo, para el sistema coherente, el umbral de decisión está situado en $V = \frac{E_1}{2}$ con

probabilidad de error $P_e = Q(\sqrt{\gamma})$, siendo $Q(z) = \frac{1}{\sqrt{2\pi}\sigma} \int_z^{\infty} e^{-\frac{(z-\bar{z})^2}{2\sigma^2}} dz$, $\gamma = \frac{V}{N_0}$ y N_0 la energía de ruido en unidades de W/Hz.

Para el sistema de detección de envolvente se obtiene el mismo valor del umbral de decisión que para el coherente pero con la restricción adicional de necesitar una SNR muy alta ($\gamma \gg 1$) y una probabilidad de error definida como

$$P_e = \frac{1}{2} \left(e^{-\gamma/2} + Q(\sqrt{\gamma}) \right).$$

Las probabilidades de error para el sistema OOK coherente y por detección de envolvente corresponde a las curvas (c, e) respectivamente de la Figura 84. En esta figura se observa cómo para valores de SNR medios existe una gran diferencia en la probabilidad de error. Por ejemplo para el sistema coherente se necesitan unos 7.5dB de γ para obtener una tasa de error de 0.01, mientras que para el receptor no coherente hacen falta unos 9 dB. Bajo condiciones adversas de SNR esta situación, como consecuencia de las restricciones adicionales del detector de envolvente, se agrava. Por ejemplo, probabilidades de error de 0.1 se pueden alcanzar con un valor menor de 3 dB de γ para el sistema coherente, mientras que para el no coherente necesita casi 6 dB.

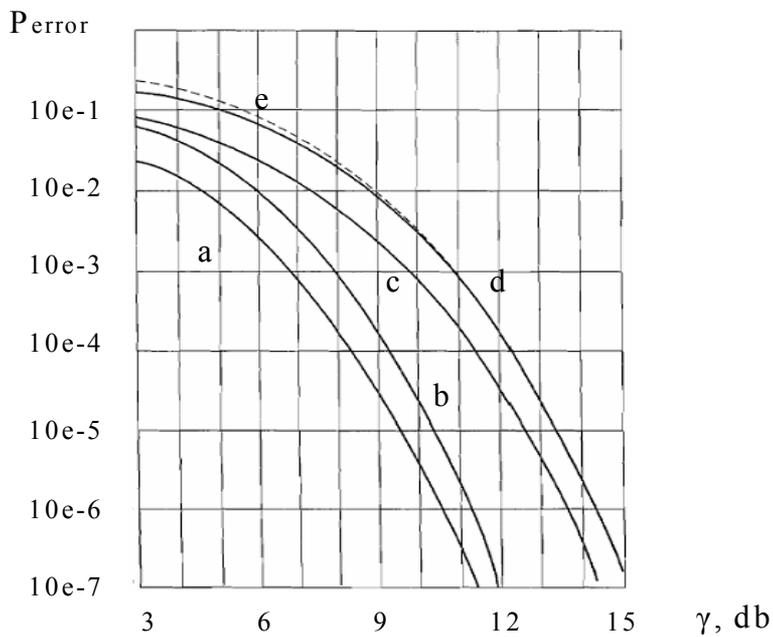


Figura 84 Curvas de error para sistemas digitales binarios. Curvas de error para distintos sistemas binarios de comunicación. (a) BPSK coherente, (b) DPSK, (c) OOK coherente, (d) FSK no coherente, (e) OOK no coherente. Fuente [CARLSON02].

Anexo D Méritos

Publicaciones:

- Miguel Ángel López, Héctor Pomares, Miguel Damas, Eduardo Madrid, Alberto Prieto, Francisco Pelayo, and Eva María de la Plaza Hernández, "Use of ANNs as Classifiers for Selective Attention Brain-Computer Interfaces", *Lectura Notes en Computer Science "Computacional and Ambient Intelligence"*, LNCS 4507, ISSN 0302-9743, ISBN-10 3-540-73006-0 Springer, pp. 956–963,, Publicación Junio/2007.
- Miguel Ángel López, Héctor Pomares, Miguel Damas, Antonio Díaz Estrella, Alberto Prieto, Francisco Pelayo, and Eva María de la Plaza Hernández, "Surface Modelling with Radial Basis Functions Neural Networks Using Virtual Environments", *Lectura Notes en Computer Science "Computacional and Ambient Intelligence"*, LNCS 4507, Springer, pp. 170–177, Publicación Junio/2007.
- Miguel Angel Lopez, Hector Pomares, Miguel Damas, Alberto Prieto, and Eva Maria de la Plaza Hernandez, "Use of Kohonen Maps as Feature Selector for Selective Attention Brain-Computer Interfaces" , *IWINAC 2007, Part I LNCS 4527*, pp 407-415, Junio 2007.

- Miguel Ángel López, Héctor Pomares, Alberto Prieto, Francisco Pelayo, "Evidences of Cognitive Effects over Auditory Steady-State Responses by means of Artificial Neural Networks and its use in Brain-Computer Interfaces", aceptado para publicación en Neurocomputing, ISSN 0925-2312.
- Miguel Ángel López, F. Pelayo, A. Prieto, "Statistical Characterization of Steady-State Visual Evoked Potentials and its Use in Brain-Computer Interfaces", aceptado para publicación en Neural Processing, Letters, ISSN 1370-4621.

Participación en Proyectos de investigación y organización de conferencias internacionales:

- Investigador en el PROYECTO DE INVESTIGACIÓN DE EXCELENCIA de la JJAA liderado por Ricardo Ron, del Dpto de Tecnología Electrónica de la UMA con código TIC 3310 convocatoria 2007. Proyecto de 4 años de duración con un importe de 338.001,54 euros.
- Invitación a contribuir en el ICT2008 con una ponencia sobre BCI titulada "Academic BCI and the market arena". Organizado en Noviembre de 2008 en Lyon por la Unión Europea.
- Organizador de la sesión especial sobre BCI titulada "BCI-A multidisciplinary field" dentro del Internacional Work Conference on Artificial Neural Networks, Salamanca 2009 (IWANN09).

Patentes. Exposiciones, estrenos y trabajos de creación artística:

- "Sistema para la comunicación y rehabilitación de sujetos en estado de consciencia disminuida": La OEPM ha asignado el número P200801867 a la solicitud de patente presentada el pasado 27 de mayo de 2008 por la OTRI de la Universidad de Granada La patente se basa en el diseño de un Brain-computer Interface auditivo para pacientes en coma que aún puedan recibir y procesar debidamente estímulos auditivos.

Referencias

- [ALLISON03] B. Z. Allison and J. A. Pineda, "ERPs Evoked by Different Matrix Sizes: Implications for a Brain Computer Interface (BCI) System", *IEEE Transactions on Neural System and Rehabilitation engineering*, vol. 11, no. 2, pp. 110-113, June 2003.
- [ALTENMULLER96] E. Altermuller et al., "Visuell evozierte Potentiale (VEP) und Elektroretinogramm (ERG)", in *Evozierte Potentiale*. Berlin, ed. Springer, pp. 289-409, 1996.
- [AMCLINEUSO06] Anonymous, "American Clinical Neurophysiology Society Guideline 9B: Guidelines on Visual Evoked Potentials", *American Journal of Electroneurodiagnostic Technology*, vol. 46, no. 3, ProQuest Health and Medical Complete, pp. 254-274, Sep. 2006.
- [ANESASA06] "Practice Advisory for Intraoperative Awareness and Brain Function Monitoring", *American Society of Anesthesiologists Task Force on Intraoperative Awareness*, Inc. Lippincott Williams & Wilkins, Inc., *Anesthesiology*, Rep. 104, 847-864, 2006.
- [ANLLO-VENTO98] L. Anllo-Vento, S. J. Luck, and S.A. Hillyard, "Spatio-temporal dynamics of attention to color: Evidence from human electrophysiology", in *Human Brain Mapping*, ch. 6, pp. 216-238, 1998.
- [BACH87] M. Bach et al., "Die Abhängigkeit der visuell evozierten Potentiale von der Leuchtdichte: Konsequenzen für die Elektrodiagnostik", *Fortschr Ophthalmol*, Rep. 83, pp. 532-534, 1986.
- [BALACHANDRAN03] C. Balachandran, A. I. Klitorner and S.L. Graham, "Effect of stimulus check size on multifocal visual evoked potentials", in *Documenta Ophthalmologica*, Springer ISSN 0012-4486, vol. 106, no. 2(6), pp. 183-188, March 2003.
- [BAREAUUA] R. Barea, "Instrumentación Biomédica" Dpto. Electrónica, Universidad de Alcalá.
- [BAYLISS00] J. D. Bayliss and D. H. Ballard, "A Virtual Reality Testbed for Brain-Computer Interface", *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, vol. 8, no. 2, pp 188-190, June 2000.
- [BAYLISS01] J. D. Bayliss, "A Flexible Brain-Computer Interface", University of Rochester, Rochester, New York, 2001. Tesis doctoral.
- [BAYLISS03] J. D. Bayliss, "Use of the Evoked Potential P3 Component for Control in a Virtual Apartment", *IEEE Trans. Rehab. Eng.*, vol. 11, no. 2, pp. 113-116, June 2003.
- [BCI1STIM00] J. R. Wolpaw, N. Birbaumer, W. J. Heetderks, D. J. McFarland, P. H. Peckham, G. Schalk, E. Donchin, L. A. Quatrano, C. J. Robinson, and T. M. Vaughan,

- "Brain-Computer Interface Technology: A Review of the First International Meeting", IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering, vol. 8, no. 2, June 2000.*
- [BCI2000] Disponible en: <http://www.bci2000.org/BCI2000/home.html>
- [BCI2NDIM03] Guest Editorial, *"Brain-Computer Interface Technology: A Review of the Second International Meeting", IEEE Transactions on Neural System and Rehabilitation Engineering, vol. 11, no. 2, June 2003.*
- [BCI3RDIM06] Guest Editorial, *"The Third International Meeting on Brain-Computer Interface Technology: Making a Difference", IEEE Transactions on Neural System and Rehabilitation Engineering, vol. 14, no. 2, June 2006.*
- [BENSCH07] M. Bensch, A. A. Karim, J. Mellinger, T. Hinterberger, M. Tangermann, M. Bogdan, W. Rosenstiel and N. Birbaumer, *"Nessi: An EEG-Controlled Web Browser for Severely Paralyzed Patients", Comput. Intell. Neurosci., art. id. 71863, 2007.*
- [BERGER29] H. Berger, *"Über das Electrenkephalogramm des Menschen," Arch. Psychiat. Nervenkr., vol. 87, pp. 527-570, 1929.*
- [BERMUDEZ00] J. Bermudez et al., *"Hacia una Arquitectura del Ser", J. Ripper Kos, A. Pessoa Borde and D. Rodriguez Barros (Eds.), 4th. Congreso Iberoamericano de Grafica Digital, Rio de Janeiro, Brazil, pp. 220-223, 2000.*
- [BIOSIGPROJ] Disponible en: <http://biosig.sourceforge.net/>
- [BIRBAUMER90] N. Birbaumer, T. Elbert, A. G. Canavan and B. Rockstroh, *"Slow cortical of the cerebral cortex and behaviour", Physiological Review, Rep.70(1), pp. 1-41, 1990.*
- [BIRBAUMER99] N. Birbaumer, N. Ghanayim, T. Hinterberger, I. Iversen, B. Kotchoubey, A. Kübler, J. Perelmouter, E. Taub, and H. Flor. *"A spelling device for the paralysed", Nature, Rep. 398, pp. 297-298, 1999.*
- [BIRBAUMER00] N. Birbaumer, A. Kubler, N. Ghanayim, T. Hinterberger, J. Perelmouter, J. Kaiser, I. Iversen, B. Kotchoubey, N. Neumann and H. Flor *"The thought translation device (TTD) for completely paralyzed patients", IEEE Trans. Rehab. Eng. vol. 8, pp. 190-193, June 2000.*
- [BLANKERTZ06] B. Blankertz, G. Dornhege, M. Krauledat, M. Schröder, J. Williamson, R. Murray-Smith, and K. R. Müller. *"The Berlin Brain-Computer Interface presents the novel mental typewriter Hex-o-Spell", in Proceedings of the 3rd International Brain-Computer Interface Workshop and Training Course 2006, Verlag*

- der Technischen Universität Graz, *Hex-o-Spell*, pp. 108-109, 2006.
- [BRIGELLO3] M. Brigell, Chair, M. Bach, C. Barber, A. Moskowitz and J. Robson, "Guidelines for calibration of stimulus and recording parameters used in clinical electrophysiology of vision, Calibration Standard Committee of the International Society for Clinical Electrophysiology of Vision (ISCEV)", *Documenta Ophthalmologica*, Rep. 107, pp. 185–193, 2003.
- [CACIOPPO00] J. Cacioppo, L. Tassinari and G. Berntson, "Handbook or Psychophysiology", 2nd Edition, Cambridge University Press, 2000.
- [CARLSON02] A. B. Carlson et al., "Communication Systems. An introduction to Signals and Noise in Electrical Communication", 4th Edition, Mc-Graw Hill, ch. 16, 2002.
- [CIARAN93] Ciaran A O`Boyle et al., "The Schedule for the Evaluation of Individual Quality of Life (SEIQoL): A Direct Weighting procedure for Quality of Life Domains (SEIQoL-DW)", Department of Psychology Medical School Royal College of Surgeons in Ireland, 1993.
- [CONDE02] M. Conde Pastor et al., "Biofeedback Techniques and their applications: A review", *Acción Psicológica*, pp. 165-181, 2002.
- [COYLE07] S. M. Coyle, T. E. Ward and C. M. Markham, "Brain-computer interface using a simplified functional near-infrared spectroscopy system", *Journal of Neural Engineering*, vol. 4, pp. 219–226, 2007.
- [DESIMON95] R. Desimone and J. Duncan, "Neural mechanisms of selective visual attention", *Annual Review of Neuroscience*, vol. 18, pp. 193-222, 1995.
- [DIRUSSO03] F. Di Russo, A. Martinez, and S.A. Hillyard, "Source analysis of event-related cortical activity during visuo-spatial attention", *Cerebral Cortex*, vol. 13, pp. 486-499, 2003.
- [DONCHIN00] E. Donchin, K. Spencer and R. Wijesinghe, "The mental prosthesis: Assessing the speed in a-Based brain-computer interface", *IEEE Trans. Rehab. Eng.*, vol 8, pp. 174-179, June 2000.
- [FARWELL88] L. A. Farwell and E. Donchin, "Talking off the top of your head: toward a mental prosthesis utilizing event-related brain potentials", *Electroencephalography and clinical Neurophysiology*, Elsevier Scientific Publishers Ireland, Ltd., Rep. 70, pp. 510-523, 1988.
- [FONSECA07] C. Fonseca, J. P. S. Cunha, R.E. Martins, V M. de Sa Ferreira, J. P. M. Barbosa and M. A. da Silva, "A Novel

- Dry Active Electrode for EEG Recording", *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 54, issue 1, pp 162-165, Jan. 2007.
- [FP7CICTI] "FP7 Consultation on ICT for Inclusion", Directorate General Information Society and Media European Commission, <http://ec.europa.eu/einclusion>, June 2008.
- [GABOR46] D. Gabor, "Theory of communication", *Journal of IEEE*, vol. 93, pp. 429-457, 1946.
- [GAJRAJ99] R. J. Gajraj et al., "Comparison of bispectral EEG analysis and auditory evoked potentials for monitoring depth of anaesthesia during propofol anaesthesia", *British Journal of Anaesthesia*, vol. 82, no. 5, pp. 672-678, 1999.
- [GALAMBOS81] R. Galambos, S. Makeig, P. J. Talmachoff, "A 40-Hz auditory potential recorded from the human scalp", *Proc. Natl. Acad. Sci. USA*, vol. 78, no. 4, pp. 2643-2647, 1981.
- [GAO02] C. Cheng, G. Xiaorong, G. Shang kai, and X. Dingfeng, "Design and Implementation of a Brain-Computer Interface With High Transfer Rates", *IEEE Transactions on biomedical Engineering*, vol. 49, no. 10, Oct. 2002.
- [GAO03] X. Gao, D. Xu, M. Cheng, S. Gao, "A BCI-Based Environmental Controller for the Motion-Disabled", *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 11, no. 2, pp. 137-140, June 2003.
- [GARCIA07] G. Garcia, "BCI adaptation using incremental-SVM learning", *Proceedings of the 3rd International IEEE EMBS Conference on Neural Engineering*, Kohala Coast, Hawaii, USA, pp. 337-341, May 2-5 2007.
- [GIARD00] M. H. Giard, A. Fort, Y. Mouchetant-Rostaing, J. Pernier, "Neurophysiological mechanisms of auditory selective attention in humans", *Frontiers in Bioscience*, vol. 5, pp. 84-94, 2000.
- [GILSANZ06] F. Gilsanz Rodriguez et al., "Despertar Intraoperatorio", *Sociedad Madrid Centro de Anestesiología y Reanimación*, ISBN: 84-8473-214-2, 2006.
- [GRAIMANN05] B. Graimann, G. Townsend, J. E. Huggins, S. P. Levine, and G. Pfurtscheller, "A comparison between using ECoG and EEG for direct brain communication", in *Proceedings of the 3rd European Medical & Biological Engineering Conference – EMBEC 05*, pp. 2208-2212, 2005.
- [GUPTA94] M. G. Gupta, and G. K. Knopf, "Neuro-Vision Systems: A tutorial", in *Neuro-Vision Systems:*

- Principles and Applications*, IEEE Press, pp. 1-34, 1994.
- [HARTER72] M. R. Harter and L. E. Salmon, "Intra-modality selective attention and evoked cortical potentials to randomly presented patterns", *Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol.*, vol. 32, pp. 605-613, 1972.
- [HARTMANN07] M. Hartmann and T. Kluge, "Phase Coherent Detection of Steady-State Evoked Potentials: Theory and Performance Analysis", *Proceedings of the 3rd International IEEE EMBS Conference on Neural Engineering*, pp 179-183, Kohala Coast, Hawaii, USA, May 2-5 2007.
- [HAWKINS90] H. L. Hawkins, S. A. Hillyard, S. J. Luck, M. Mouloua, C. J. Downing and D. P. Woodward, "Visual attention modulates signal detectability", *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance*, vol. 16, pp. 802-811, 1990.
- [HAYKIN99] S. Haykin, "Neural Networks a comprehensive foundation", 2nd Ed. Prentice Hall, 1999.
- [HECKENLIVELY06] J. Heckenlively et al., "Principles and practice of clinical Electrophysiology of vision", 2nd Ed., ch. 15, The MIT press, Cambridge, Massachusetts, London, England, 2006, ISBN 0-262-08346-9.
- [HILLYARD87] S. A. Hillyard and G. R. Mangun, "Current Trends in Event-Related Potential Research", eds. R. Johnson, J. Rohrbaugh, R. Parasuraman, (Elsevier Science), pp. 61-67, 1987.
- [HILLYARD97] S. A. Hillyard, H. Hinrichs, C. Tempelmann, S. T. Morgan, J. C. Hansen, H. Scheich and H. J. Heinze, "Combining steady-state visual evoked potentials and fMRI to localize brain activity during selective attention", *Hum. Brain. Map.*, Rep. 5, pp. 287-292, 1997.
- [HILLYARD98] S. A. Hillard, L. Anllo-Vento, "Event-related brain potentials in the study of visual selective attention", *Proc. Natl. Acad. Sci.*, USA vol. 95, pp. 781-787, Feb 1998.
- [HINTERBERGER01] T. Hinterberger, J. Kaiser, A. Kübler, N. Nuemann, N. Birbaumer, "The Thought Translation Device and its Applications to the Completely Paralyzed", in *Sciences of the Interface*, Eds. H. Diebner and T. Druckrey, Tübingen: Genista, 2001, pp. 232-240.
- [HUBEL79] D. Hubel, and T. Wiesel, "Brain mechanisms of vision", *Scientific American*, Sep. 1979.
- [ICT2008] Disponible en: http://ec.europa.eu/information_society/events/ict/2008/background/index_en.htm

- [IFEACHOR88] E. C. Ifeachor, B. W. Jervis, E. M. Allen, E. L. Morris, D. E. Wright and N. R. Hudson, "Investigation and comparison of some models for removing ocular artefacts from EEG signals", *Medical and Biological Engineering and Computing*, Springer, vol. 26, no. 6, pp. 584-590, Nov. 1988.
- [JASPER58] H. H. Jasper, "The ten-twenty electrode system of the international federation", *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, vol. 10, no. 1, pp. 371-375, 1958.
- [JIMENEZ01] J. M. Jimenez et al., "Los potenciales evocados auditivos en la evaluación de la profundidad anestésica: Un caso práctico", *Memoria II Congreso Latinoamericano de Ingeniería Biomédica*, Habana, Mayo 23-25 2001.
- [JOHN00] M. S. John, T. W. Picton, "Human auditory steady-state responses to amplitude-modulated tones phase and latency measurements", *Hearing Research*, vol. 141, pp. 57-79, 2000.
- [KAMIYA69] J. Kamiya, "Operant control of the EEG alpha rhythm and some of its reported effects on consciousness", in *Altered States of Consciousness*, ed. C. Tart, Nueva York, Wiley, 1969.
- [KARLOVSKII07] D. V. Karlovskii, V. A. Konyshchev, and S. V. Selishchev, "A P300-Based Brain-Computer Interface", *Biomedical Engineering*, vol. 41, no. 1, 2007, pp. 29-33, Translated from *Meditinskaya Tekhnika*, vol. 41, no. 1, 2007, pp. 28-32. Original article submitted Sep. 21 2006.
- [KAUHANEN06] L. Kauhanen, T. Nykopp, J. Lehtonen, P. Jylanki, J. Heikkonen, P. Rantanen, H. Alaranta and M. Sams, "EEG and MEG Brain-Computer Interface for Tetraplegic Patients", *IEEE Trans. on Neur. Syst. and Rehab.*, vol. 14, no. 2, pp. 190-193, 2006.
- [KAUHANEN06a] L. Kauhanen, T. Nykopp and M. Sams, "Classification of single MEG trials related to left and right index finger movements", *Clinical Neurophysiology*, vol. 117, no. 2, pp. 430-439, 2006.
- [KELLY05] S. P. Kelly, E. C. Lalor, C. Finucane, G. McDarby and R. B. Reilly, "Visual Spatial Attention Control in an Independent Brain-Computer Interface", *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 52, no. 9, pp. 1588-1596, Sep. 2005.
- [KENNEDY00] P. R. Kennedy, R. A. E. Bakay, M. M. Moore, K. Adams, and J. Goldthwaithe, "Direct control of a computer from the human central nervous system", *IEEE Trans. Rehab. Eng.*, vol. 8, issue 2, pp. 198-202, June 2000.

- [KIL-SANG07] Y. Kil-Sang and T. Basa and L. Won-Hyung, "Removal of Eye Blink Artifacts From EEG Signals Based on Cross-Correlation", *Convergence Information Technology*, pp. 2005–2014, Nov. 21-23 2007.
- [KOHLMORGEN07] J. Kohlmorgen et al., "Improving human performance in a real operating environment through real-time mental workload detection", in *Toward Brain-Computer Interfacing*, ch. 24, MIT Press, Cambridge, MA, 2007, pp. 409-422.
- [KRUSIENSKI07] D. J. Krusienski, G. Schalk, D. J. McFarland, and J. R. Wolpaw, "A mu-Rhythm Matched Filter for Continuous Control of a Brain-Computer Interface", *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 54, no. 2, pp. 273-280, Feb. 2007.
- [KUBLER99] A. Kubler et al., "The thought translation device: a neurophysiological approach to communication in total motor paralysis", *Exp. Brain. Res.*, Springer-Verlag, Rep. 124 pp. 223–232, 1999
- [LAL05] Lal et al. "A Brain Computer Interface with Online Feedback based on Magnetoencephalography", *Proceedings of the 22nd International Conference on Machine Learning*, Bonn, Germany, pp. 465-472, 2005.
- [LEBEDEV06] M. A. Lebedev and M. Nicolelis, "Brain-machine interfaces: past, present and future", *Trends in Neurosciences*, vol. 29, no. 9, pp. 536-546, Jul. 2006.
- [LEEB07] R. Leeb, V. Settgast, D. Fellner and G. Pfurtscheller, "Self-paced exploration of the Austrian National Library through thought", *International Journal of Bioelectromagnetism*, vol. 9, pp. 237-244, 2007.
- [LIN07] Z. Lin, C. Zhang, W. Wu and X. Gao, "Frequency Recognition Based on Canonical Correlation Analysis for SSVEP-Based BCIs", *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 54, no.6, pp. 1172-1176, 2007.
- [LOPEZ07] M. A. Lopez, H. Pomares, M. Damas, E. Madrid, A. Prieto, F. Pelayo, and E. M. Plaza, "Use of ANNs as Classifiers for Selective Attention Brain-Computer Interfaces", *Lecture Notes in Computer Science*, (Springer), vol. 4507, pp. 956–963, 2007.
- [LOPEZ07a] M. A. Lopez, H. Pomares, M. Damas, A. Prieto and E. M. Plaza, "Use of Kohonen Maps as Feature Selector for Selective Attention Brain-Computer Interfaces", *Lecture Notes in Computer Science*, (Springer), vol. 4527, pp. 407-415, 2007.
- [MAATTA05] S. Maatta, A. Paakkonen, P. Saavalainen and J. Partanen, "Selective attention event-related potential effects from auditory novel stimuli in children and

- adults", *Clinical Neurophysiology*, Ed. Elsevier, vol. 116, pp. 129–141, 2005.
- [MANKOFF02] J. Mankoff, M. Moore, and U. Batra, "Web accessibility for low bandwidth input," in *Proc. ASSETS 2002*, Edinburgh, U.K., July 10–12 2002.
- [MARTINEZ01] A. Martinez, F. Di Russo, L. Anllo-Vento, S. A. Hillyard, "Electrophysiological analysis of cortical mechanisms of selective attention to high and low spatial frequencies", *Clinical Neurophysiology*, vol. 112, pp. 1980–1998, 2001.
- [MASON03] S. G. Mason et al., "A General Framework for Brain-Computer Interface Design", *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering* vol. 11, no. 1, Mar. 2003.
- [MELLINGER03] J. Mellinger, T. Hinterberger, M. Bensch, M. Schroder and N. Birbaumer, "Surfing the web with electrical brain signals: The BrainWeb Surfer (BWS) for the completely paralysed", *Proceedings of the 2nd World Congress of The International Society of Physical and Rehabilitation Medicine*, 2003.
- [MOORE03] M. Moore, "Real-World Applications for Brain-Computer Interface Technology", *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 2, no. 2, June 2003.
- [MOORE03a] M. Moore and O. Tomori, "The neurally controllable web browser (BrainBrowser)," in *Proc. SIGCHI 2003*, Fort Lauderdale, Florida, Apr. 2003.
- [MORGAN96] S. T. Morgan, J. C. Hansen, and S. A. Hillyard, "Selective attention to stimulus location modulates the steady-state visual potential", *Proc. Natl. Acad. Sci. U.S.A.* vol. 93, pp. 4770–4774, 1996.
- [MUEHLEMANN08] T. Muehlmann, et al., "Wireless miniaturized in-vivo near infrared imaging", *Opt. Express*, vol. 16, no. 14, pp. 10323-10330, 2008.
- [MULLER-PUTZ08] R. Gernot, Müller-Putz and Gert Pfurtscheller, "Control of an Electrical Prosthesis With an SSVEP-Based BCI", *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 55, no. 1, pp. 361-364, Jan. 2008.
- [MULLER98] M. M. Muller, T. W. Picton, P. Valdes-Sosa, J. Riera, W. A. Teder-Salejarvi and S. A. Hillyard, "Effects of spatial selective attention on the steady-state visual evoked potential in the 20–28 Hz range", *Cognitive Brain Research*, vol. 6, no. 4, pp. 249–261, 1998.
- [MULLER00] M. M. Mueller and S. A. Hillyard, "Concurrent recording of steady-state and transient event-related potentials as indices of visual-spatial selective attention", *Clinical Neurophysiology*, vol. 111, pp. 1544-1552, 2000.

- [MULLER03] M. M. Muller, P. Malinoswki, T. Gruber and S. A. Hillyard. "Sustained division of the attentional spotlight", *Letters to Nature, Health & Medical Complete*, pp. 309-312, Jul. 2003.
- [MUSALLAM04] S. Musallam et al., "Cognitive control signals for neural prosthetics", *Science*, vol. 305, pp 258–262, 2004.
- [NAVINO4] T. Navin Lal, M. Schröder, T. Hinterberger, J. Weston, M. Bogdan, N. Birbaumer, and B. Schölkopf, "Support Vector Channel Selection in BCI", *IEEE Transactions on biomedical Engineering*, vol. 51, no. 6, pp. 1003-1010, Jun. 2004.
- [NICHOLLS92] J. Nicholls, A. Martin and B. Wallace, "From Neuron to Brain: A cellular and molecular approach to the function of the nervous system", 3rd Edition, ch. 16-17, *Sinauer Associates, Inc.*, Sunderland, Massachusetts, USA, 1992.
- [NICOLELIS02] M. A. Nicolelis, J. K. Chapin, "Controlling Robots with the Mind", *Scientific American*, Oct. 2002.
- [NIJBOER08] F. Nijboer, A. Furdea, I. Gunst, J. Mellinger, D. J. MacFarland, N. Birbaumer and A. Kübler, "An auditory Brain-Computer Interface (BCI)", *Journal of Neuroscience Methods*, vol. 167, no.1, pp. 43-50, 2008.
- [NIJBOER08a] F. Nijboer, "Contributions from clinical practice: Brain-computer interfaces for (complete) locked-in patients", *BCI Symposium, Utrecht*, 2008.
- [NOWLIS70] D. P. Nowlis and J. Kamiya, "The control of electroencephalographic alpha rhythms through auditory feedback and the associated mental activity", *Psychophysiology*, vol. 6, pp. 476–484, 1970.
- [ODOM04] J. V. Odom, M. Bach, C. Barber, M. Brigell, M. F. Marmor, A. P. Tormene, G. E. Holder and Vaegan, "Visual evoked potentials standard", *Documenta Ophthalmologica*, vol. 108, pp. 115–123, 2004.
- [PERELMOUTER00] J. Perelmouter and N. Birbaumer, "A binary spelling interface with random errors", *IEEE Trans. Rehab. Eng.*, vol. 8, pp. 227-232, Jun. 2000.
- [PERELMOUTER99] J. Perelmouter, B. Kotchoubey, A. Kübler, E. Taub and N. Birmaumer, "Language supprt program for Thought-translation devices", *Automedica, Rep.* 18, pp. 67-84, 1999.
- [PEREZ03] M. C. Perez, A. Torres, G. Savio, E. Eimil, "Los potenciales evocados auditivos de estado estable a múltiples frecuencias y su valor en la evaluación objetiva de la audición", *Centro de Neurociencias de*

Cuba, La Habana, Cuba, *Auditio: Revista Electrónica de Audiología*, pp. 42-50, 2003.

- [PFURTSCHELLER99] G. Pfurtscheller, C. Neuper, H. Ramoser and J. Müller-Gerking, "Visually guided motor imagery activates sensorimotor areas in humans", *Neuroscience Letters*, vol. 269, no. 3, pp. 153-156, 1999.
- [PFURTSCHELLER00] G. Pfurtscheller, C. Guger, G. Müller, G. Krausz, and C. Neuper, "Brain oscillations control hand orthosis in a tetraplegic," *Neurosci. Lett.*, vol. 292, no. 3, pp. 211–214, 2000.
- [PFURTSCHELLER05] G. Pfurtscheller, C. Neuper, C. Brunner and F. Lopez da Silva, "Beta rebound after different types of motor imagery in man", *Neuroscience Letters*, vol. 378, no.3, pp. 156-159, 2005.
- [PFURTSCHELLER08] G. Pfurtscheller and T. Solis-Escalante, "Could the beta rebound in the EEG be suitable to realize a "brain switch"?", *Clin. Neurophysiol.*, 2008.
- [PICTON02] T. W. Picton, A. Dimitrijevic and M. Sasha, "Multiple Auditory Steady-state Responses", *The Annals of Otology, Rhinology and Laryngology*, vol. 111, no.5, pp.16-21, 2002.
- [PINEDA03] A. J. Pineda, D. S. Silverman, A. Vankov, and J. Hestenes, "Learning to Control Brain Rhythms: Making a Brain-Computer Interface Possible", *IEEE Transactions on Neural System and Rehabilitation Engineering*, vol. 11, no. 2, pp. 181-184, Jun. 2003.
- [PLOURDE90] G. Plourde and T. W. Picton, "Human auditory steady state response during general anesthesia", *Anesth. Analg.*, Rep. 71, pp. 460–468, 1990
- [POSNER94] M. I. Posner and S. Dehaene, "Trends Neurosci.", ch.17, pp. 75–79, 1994.
- [QUIROGA05] R. Q. Quiroga, "Single-trial event-related potentials with wavelet denoising: method and applications", *International Congress Series 1278*, pp. 429–432, 2005.
- [RAMASWAMY06] P. Ramaswamy, "Utilizing Gamma Band to Improve Mental Task Based Brain-Computer Interface Design", *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 14, no. 3, Sep. 2006.
- [REEGAN89] D. Reagan, "Human Brain Electrophysiology: Evoked Potentials and Evoked Magnetic Fields in Science and Medicine", Elsevier, New Cork, 1989.
- [ROLFE00] P. Rolfe, "In Vivo Near-infrared spectroscopy", *Annu. Rev. Biomed. Eng.*, vol. 2, pp. 715–754, 2000.
- [RON-ANGEVIN04] R. Ron-Angevin, C. García-Berdónes, A. Reyes-Lecuona and A. Díaz-Estrella, "Parameter study for improving training quality in Brain-

- Computer Interface", 2nd IASTED International Conference on Biomedical Engineering, BioMED'2004, Innsbruck, (Austria), Feb. 2004.
- [ROVER85] J. ROVER and M. BACH, "Visual evoked potentials to various check patterns", *Documenta Ophthalmologica*, vol. 59, pp. 143-147, 1985.
- [RDSOLAR97] J. Ruiz-del-Solar, "El Sistema Visual Primario", Dept. of Electrical Eng., Universidad de Chile.
- [RUSSO02] F. Di Russo, W. A. Teder-Sälejärvi and S. A. Hillyard, "The Cognitive Electrophysiology of Mind and Brain", ch. 11, Elsevier Science, USA, 2002.
- [SANTOS] A. Santos, "El ojo y la visión", ETSIT Univ. Politécnica Madrid.
- [SASHA01] M. Sasha, A. Dimitrijevic, P. van Roon and T. W. Picton, "Multiple Auditory Steady-State Responses to AM and Fm Stimuli", *Audiology Neuro-Otology*, vol. 6, pp. 12-27, 2001.
- [SCHWENDER93] D. Schwender et al. , "Do auditory evoked potentials measure depth of anesthesia?", *Theor. Surg.*, vol. 8, pp. 29-37, 1993.
- [SHANNON48] C. E. Shannon, "A Mathematical Theory of Communication", *The Bell System Technical Journal*, vol. 27, pp. 379-423, pp. 623-656, July, October, 1948.
- [SHANNON64] C. E. Shannon and W. Weaver, "The Mathematical Theory of Communication". Urbana, IL: Univ. Illinois Press, 1964.
- [SPEKREIJSE73] H. Spekreijse, L. H. van der Tweel and T. Zuidema, "Contrast evoked responses in man", *Vision Res*, Rep. 13, pp. 1577-1601, 1973.
- [STERMAN74] M. B. Sterman et al., "Biofeedback training of the sensorimotor electroencephalogram rhythm in man: effects on epilepsy", *Epilepsia*, vol. 15, pp. 395-416, 1974.
- [UNIVIR] www.healthsystem.virginia.edu/uvahealth/adult_radiology_sp/pet.cfm.
- [VAPNIK98] V. N. Vapnik, "Statistical Learning Theory", New York, Wiley, 1998.
- [VIDAL73] J. J. Vidal, "Toward Direct Brain-Computer communication," *Annu. Rev. Biophys. Bioeng.*, pp. 157-180, 1973.
- [VIDAL77] J. J. Vidal, "Real-time detection of brain events in EEG", *IEEE Proc.*, vol. 65, pp. 633-664, 1977.
- [VORA05] J. Y. Vora, B. Z. Allison and M. Moore, "A P3 brain computer interface for robot arm control", *Society for Neuroscience Abstract 30*, Program no 421.19, 2004.
- [WALSH07] D. H. Walsh, "Interactive Effects of Alpha Feedback and Instructional Set on Subjective State",

- Psychophysiology*, vol. 11, issue 4, pp. 428-435, 2007.
- [WANG08] Y. Wang, G. Xiaorong, H. Bo, J. Chuan and G. Shangkai, "Brain-Computer Interfaces Based on Visual Evoked Potentials, Feasibility of Practical System Designs", *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*, pp. 64-71, Sep. Oct., 2008.
- [WOLF07] M. Wolf et al., "Progress of near infrared spectroscopy and imaging instrumentation for brain and muscle clinical applications", *Journal of biomedical optics*, Ref. 12, 2007.
- [WOLPAW91] J. R. Wolpaw, D. J. McFarland, G. W. Neat and C. A. Forneris, "An EEG-based brain-computer interface for cursor control", *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, Rep. 78(3), pp. 252-259, 1991.
- [WOLPAW94] J. R. Wolpaw and D. J. McFarland, "Multichannel EEG-based brain-computer communication", *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, Rep. 90(6), pp. 444-449, 1994.
- [WOLPAW00] J. R. Wolpaw, D. Mcfarland and T.M. Vaughan, "Brain-computer interface research at the wadsworth center", *IEEE Trans. Rehab. Eng.*, vol. 8, pp. 222-226, Jun. 2000.
- [WOLPAW02] J. R. Wolpaw, N. Birbaumer, D. J. McFarland, G. Pfurtscheller, and T. M. Vaughan, "Brain-computer interfaces for communication and control," *Clin. Neurophysiol.*, vol. 113, pp. 767-91, 2002.