



UNIVERSIDAD DE VALLADOLID

ESCUELA TÉCNICA SUPERIOR DE  
INGENIEROS DE TELECOMUNICACIÓN

TRABAJO FIN DE Máster

MÁSTER EN INGENIERÍA DE  
TELECOMUNICACIÓN

**DISEÑO Y DESARROLLO DE UNA APLICACIÓN PARA  
CONTROLAR UN TELÉFONO MÓVIL MEDIANTE SISTEMAS  
BRAIN COMPUTER INTERFACE (BCI) ORIENTADA A  
PERSONAS CON GRAVE DISCAPACIDAD**

Autor:

**D. Eduardo Santamaría Vázquez**

Tutores:

**Dr. D. Roberto Hornero Sánchez**

**D. Víctor Martínez Cagigal**

Valladolid, 15 de Septiembre de 2017



---

**TÍTULO:** **Diseño y desarrollo de una aplicación para controlar un teléfono móvil mediante sistemas Brain Computer Interface (BCI) orientada a personas con grave discapacidad**

**AUTOR:** **D. Eduardo Santamaría Vázquez**

**TUTORES:** **Dr. D. Roberto Hornero Sánchez**  
**D. Víctor Martínez Cagigal**

**DEPARTAMENTO:** **Teoría de la Señal y Comunicaciones e Ingeniería Telemática**

---

**TRIBUNAL**

---

**PRESIDENTE:** **Dr. D. Jesús Poza Crespo**

**VOCAL:** **Dr. Dña. María García Garañón**

**SECRETARIO:** **Dr. D. Carlos Gómez Peña**

**PRESIDENTE SUPLENTE:** **Dr. D. Miguel López Coronado**

**VOCAL SUPLENTE:** **Dra. Dña. Beatriz Sainz de Abajo**

**SECRETARIO SUPLENTE:** **Dra. Dña. Isabel de la Torre Díez**

---



## Resumen del TFM

Desde el descubrimiento del electroencefalograma (EEG), que fue desarrollado por Hans Berger en 1929, la electroencefalografía ha avanzado enormemente. Gracias a ese descubrimiento, las ondas cerebrales, hasta entonces prácticamente desconocidas, comenzaron a estudiarse para el diagnóstico de enfermedades como la epilepsia o diversos trastornos del sueño.

Fue en la segunda mitad del siglo XX cuando se empezó a sugerir la aplicación de las señales cerebrales para la comunicación con el medio sin la mediación de músculos y nervios periféricos, algo que podría mejorar significativamente la vida de personas con grave discapacidad motora. El primer sistema de este tipo fue desarrollado por el Dr. Jacques Vidal en 1977, bautizándolo posteriormente como BCI (*Brain Computer Interface*). Estos sistemas permiten el control de máquinas, traduciendo directamente en comandos las intenciones de un usuario mediante la extracción y clasificación de características.

Este trabajo tiene el objetivo de desarrollar y evaluar una aplicación BCI que permita el control de un Smartphone y sus principales funcionalidades. Tras realizar una revisión del estado del arte, se concluye que la mejor manera de alcanzar este objetivo es mediante una aplicación basada en el paradigma *oddball*. Este paradigma BCI permite seleccionar comandos, representados en las celdas de una matriz, mediante la detección en el EEG de potenciales P300. Estos potenciales están provocados por estímulos visuales que aparecen en tiempos aleatorios y son generados de forma endógena por el usuario de la aplicación.

El sistema diseñado se encuentra distribuido entre un ordenador y el dispositivo móvil a controlar. Debido a su mayor capacidad, la implementación del paradigma *oddball* y el procesado de señal se realizan en el ordenador, que traduce en comandos las intenciones del usuario. Posteriormente, estos se envían al dispositivo móvil mediante tecnología Bluetooth. Una vez recibido el comando, el Smartphone lo ejecuta. Las tareas disponibles en la aplicación permiten al usuario realizar llamadas, mandar SMS, añadir, ver o eliminar contactos, hacer fotos y visualizarlas, o añadir alarmas y citas al calendario.

Una vez desarrollada, la aplicación fue evaluada por cinco sujetos sanos que tuvieron que realizar distintas tareas de control del Smartphone con dificultad creciente, repartidas en dos sesiones realizadas en días diferentes. Los resultados obtenidos fueron satisfactorios, con una precisión media del 94.38% bajo condiciones controladas en un laboratorio. Tras la realización de las tareas, los sujetos de estudio completaron un cuestionario de satisfacción que permitió conocer su opinión del sistema implementado y realimentar el proyecto con sus sugerencias.

## Palabras clave

Brain Computer Interface, electroencefalograma, potenciales evocados P300, extracción y traducción de características, artefactos, plataformas móviles, Android, paradigma *oddball*.



## Abstract

Since the development of electroencephalogram (EEG) by Hans Berger in 1929, electroencephalography has grown up greatly. Thanks to this discovery, the brain waves began to be studied for the diagnosis of diseases such as epilepsy or sleep disorders.

It was in the second half of the twentieth century when the scientific community began to suggest the application of brain signals for communication without the mediation of peripheral muscles or nerves. This could improve people's lives with severe motor disability. This first system was developed by Dr. Jacques Vidal in 1977, naming it BCI (Brain Computer Interface). These systems allow to control machines, translating the user's intentions into commands by means of extracting and translating the EEG signal features.

This paper aims to develop and evaluate a BCI application that allows the users to control a mobile phone and its main features. After doing a review of the state of the art, it is concluded that the best way to accomplish this goal is by developing a BCI application based on the *oddball* paradigm. This BCI paradigm selects commands represented in the cells of a matrix by detecting P300 potentials in the EEG, provoked by random visual stimuli and generated by the user, endogenously.

The designed system is distributed between a computer and the mobile device which the user has to control. Due to its greater capacity, *oddball* paradigm and the signal processing are performed on the computer that translates the user's intentions into commands. Afterwards, they are sent to the mobile device using Bluetooth technology. As soon as the command is received, the mobile device will run it. The tasks available in the application allow the user to make calls, send SMS, add, view or delete contacts, take pictures and display them, or add alarms and events to the calendar.

The application was developed and evaluated by five healthy subjects, who had to perform various tasks to control the Smartphone with increasing difficulty, spread over two sessions held on different days. The results obtained were satisfactory, with an average accuracy of 94.38% performed under controlled laboratory conditions. After these tasks, the subjects completed a satisfaction questionnaire that allowed to know their personal opinion of the system, and fed back the project with their suggestions.

## Keywords

Brain Computer Interface, electroencephalogram, P300 evoked potentials, feature extraction and translation, artifacts, mobile platforms, Android, *oddball* paradigm.





## AGRADECIMIENTOS

En primer lugar, quisiera agradecer a Roberto Hornero Sánchez la oportunidad que me ha brindado para realizar este trabajo y, en general, al Grupo de Ingeniería Biomédica de la Universidad de Valladolid.

A Victor Martínez, por ayudarme en el desarrollo de este trabajo compartiendo su experiencia en el mundo de la Ingeniería Biomédica y los sistemas BCI conmigo.

A todos mis compañeros y amigos, quienes han hecho posible que este ciclo concluya felizmente y afronte con ganas lo que está por llegar.

A Cristina por apoyarme durante todos estos años y estar presente tanto en los buenos como en los malos momentos.

Y finalmente, a mi familia, especialmente a mis padres, por el esfuerzo que han dedicado en mi formación como persona y su apoyo durante todo este periodo, sin el cual no podría haber concluido esta etapa de mi vida.

Muchas gracias a todos.



# ÍNDICE GENERAL

---

<b>CAPÍTULO 1. INTRODUCCIÓN .....</b>	<b>1</b>
1.1. INTRODUCCIÓN A LA INGENIERÍA BIOMÉDICA.....	1
1.2. SEÑALES BIOMÉDICAS.....	1
1.4. BRAIN COMPUTER INTERFACE (BCI) .....	7
1.5. OBJETIVOS DEL TRABAJO DE FIN DE MÁSTER.....	8
1.6. ESTRUCTURA DEL TRABAJO DE FIN DE MÁSTER .....	9
<b>CAPÍTULO 2. SISTEMAS BRAIN COMPUTER INTERFACE .....</b>	<b>11</b>
2.1. INTRODUCCIÓN.....	11
2.2. MÉTODOS PARA REGISTRAR LA ACTIVIDAD CEREBRAL .....	12
2.3. TIPOS DE SEÑALES DE CONTROL EN BCI .....	14
2.3.1. Potenciales evocados visuales .....	15
2.3.2. Potenciales corticales lentos .....	16
2.3.3. Ritmos sensoriomotores .....	17
2.3.4. Potenciales de neuronas corticales.....	20
2.3.5. Potenciales evocados P300 .....	21
2.4. ETAPAS DE LOS SISTEMAS BCI.....	22
2.4.1. Adquisición de la señal.....	22
2.4.2. Procesado de la señal.....	25
2.4.3. Aplicación .....	30
2.5. APLICACIONES DE LOS SISTEMAS BCI.....	30
2.5.1. Selección de letras.....	30
2.5.2. Movimiento de un cursor.....	32
2.6. APLICACIONES MÓVILES BASADAS EN BCI.....	33
2.6.1. Yu-Te Wang et al: “A cell-phone-based brain–Computer interface for communication in daily life” [23].....	33
2.6.2. Yu Zhou et al: “A Novel Platform of Brain Computer Interface Based on Android” [24].....	35
2.6.3. Scott Vernon and Sanjay S. Joshi: “Brain–Muscle–Computer Interface: Mobile-Phone Prototype Development and Testing” [25].....	36
2.6.4. Amr S. Elsayy and Seif Eldawlatly “P300-based Applications for Interacting with Smart Mobile Devices” [26] .....	39

<b>CAPÍTULO 3. ANÁLISIS DE LOS POTENCIALES EVOCADOS P300.....</b>	<b>43</b>
3.1.  ADQUISICIÓN DE LOS POTENCIALES EVOCADOS P300 .....	43
3.1.1.  Detección y componentes del P300.....	44
3.1.2.  Factores que afectan al P300 .....	47
3.2.  EXTRACCIÓN DE LAS CARACTERÍSTICAS DE LOS POTENCIALES P300.....	55
3.2.1.  Filtrado espacial .....	55
3.2.2.  Filtrado y análisis temporal .....	58
3.2.3.  Análisis tiempo - frecuencia .....	63
3.3.  CLASIFICACIÓN DE LAS CARACTERÍSTICAS DE LOS POTENCIALES P300.....	66
3.3.1.  Discriminante lineal de Fisher .....	66
3.3.2.  Análisis discriminante lineal paso a paso .....	67
3.4.  METODOLOGÍA APLICADA .....	68
3.4.1.  Adquisición de la señal.....	68
3.4.2.  Extracción de características .....	69
3.4.3.  Clasificación de características.....	69
<b>CAPÍTULO 4. DISEÑO Y DESARROLLO DE LA APLICACIÓN.....</b>	<b>71</b>
4.1.  OBJETIVO DE LA APLICACIÓN .....	71
4.2.  ARQUITECTURA DE LA APLICACIÓN .....	72
4.3.  FUNCIONAMIENTO GENERAL DE LA APLICACIÓN.....	73
4.4.  BCI2000 .....	75
4.4.1.  Funcionamiento de BCI2000 y P3Speller .....	75
4.4.2.  Configuración de los parámetros .....	76
4.4.3.  Comienzo de la ejecución.....	78
4.5.  BCIMobilePhone.....	78
4.5.1.  Guía de programación de la aplicación .....	78
4.6.  MANUAL DE USUARIO.....	85
4.6.1.  Introducción a la navegación por la aplicación .....	85
4.6.2.  Menú principal .....	86
4.6.3.  Matriz de teclado .....	89
4.6.4.  Aplicación de alarmas, cronómetro y temporizador.....	90
4.6.5.  Aplicación del navegador .....	92
4.6.6.  Aplicación de llamadas.....	95
4.6.7.  Aplicación de SMS .....	97
4.6.8.  Manejo de contactos.....	97
4.6.9.  Manejo de cámara y galería .....	99

4.6.10. Manejo de Twitter.....	99
<b>CAPÍTULO 5. EVALUACIÓN DE LA APLICACIÓN.....</b>	<b>103</b>
5.1. POBLACIÓN DE ESTUDIO.....	103
5.2. PROCEDIMIENTO DE EVALUACIÓN.....	103
5.2.1. Primera sesión.....	103
5.2.2. Segunda sesión.....	106
<b>CAPÍTULO 6. RESULTADOS.....</b>	<b>111</b>
6.1. TAREAS PROPUESTAS.....	111
6.1.1. Sujeto S1.....	112
6.1.2. Sujeto S2.....	113
6.1.3. Sujeto S3.....	114
6.1.4. Sujeto S4.....	115
6.1.5. Sujeto S5.....	116
6.2. CUESTIONARIO DE SATISFACCIÓN.....	117
<b>CAPÍTULO 7. DISCUSIÓN.....</b>	<b>119</b>
7.1. TAREAS PROPUESTAS.....	119
7.2. CUESTIONARIO DE SATISFACCIÓN.....	121
7.3. COMPARACIÓN CON OTROS ESTUDIOS.....	123
7.4. LIMITACIONES DE LA APLICACIÓN.....	126
<b>CAPÍTULO 8. CONCLUSIONES Y LÍNEAS FUTURAS.....</b>	<b>127</b>
8.1. CONCLUSIONES.....	127
8.2. LÍNEAS FUTURAS.....	129
<b>REFERENCIAS.....</b>	<b>131</b>
<b>ANEXO A. ÍNDICE DE ACRÓNIMOS.....</b>	<b>135</b>
<b>ANEXO B. PROCEDIMIENDO DE EVALUACIÓN.....</b>	<b>139</b>
B.1. TAREAS PROPUESTAS.....	139
B.1.1. Procedimiento resumido.....	139
B.1.2. Procedimiento detallado.....	139



# ÍNDICE DE FIGURAS

---

## CAPÍTULO 1: INTRODUCCIÓN

---

- Figura 1-1.** Ejemplos de las tres señales bioeléctricas principales recogidas sobre la superficie corporal: (a) un electroencefalograma (EEG), (b) un electrocardiograma (ECG), y (c) un electromiograma (EMG) [3]..... 2
- Figura 1-2.** Imágenes PET que detectan la disminución de glucosa asociada con la enfermedad del Alzheimer. A la izquierda un sujeto sano, en el centro un sujeto con DCL (Deterioro Cognitivo Leve) y a la derecha un enfermo de Alzheimer [4]..... 4
- Figura 1-3.** Diagrama de bloques típicamente utilizado para la adquisición de señales biomédicas [1].....4
- Figura 1-4.** Ritmos electroencefalográficos observados durante el paso de vigilia a sueño profundo: (a) agitado, (b) relajado, (c) adormecido, (d) dormido, (e) sueño profundo. Se aprecia una disminución frecuencial a medida que el sujeto se duerme [3]..... 5
- Figura 1-5.** Distribución de los electrodos según el sistema internacional 10/20 [5]..... 6
- Figura 1-6.** Sistema BCI basado en EEG. La señal es captada mediante electrodos colocados en el gorro, y mediante los cables se transmiten hasta el amplificador. Este dispositivo la amplifica y acondiciona para convertirla al dominio digital y la transmite al ordenador, donde se realiza el procesado [6]..... 7

## CAPÍTULO 2: SISTEMAS BRAIN COMPUTER INTERFACE

---

- Figura 2-1.** Esquema del primer sistema BCI controlado por VEP y desarrollado por Dr. Jacques Vidal en 1977. En (a) aparecen los botones que se iluminaban intermitentemente para controlar el cursor. En (b) aparece el laberinto del cual debían salir los usuarios moviendo el cursor [7]...11
- Figura 2-2.** Localización de los electrodos de distintas técnicas que emplean señales eléctricas. [8]..... 14
- Figura 2-3.** Regiones en las que se divide la corteza cerebral [6]..... 15
- Figura 2-4.** Espectro frecuencial de una señal EEG recogida durante una estimulación visual a 7Hz. El fenómeno de resonancia de los potenciales VEP produce picos en 7Hz y sus armónicos [10].....16
- Figura 2-5.** SCP recogidos durante una selección binaria [5]..... 17
- Figura 2-6.** Ritmos Sensoriomotores. En la selección inferior se percibe una disminución de los mismos [5].....18
- Figura 2-7.** Señal EEG registrada antes y después de realizar un movimiento con el dedo índice de la mano donde se aprecian los ERD y ERS. El panel superior se corresponde al electrodo C3 [5]..... 19

<b>Figura 2-8.</b> Esquema que muestra la implantación de electrodos epidurales o intracorticales [5]. .....	20
<b>Figura 2-9.</b> Potencial evocado P300 recogido sobre el área centro-parietal del córtex mediante la técnica <i>odd ball</i> con una matriz luminosa [5].....	22
<b>Figura 2-10.</b> Artefactos en la señal EEG causados por (a) el movimiento ocular y (b) pestañeos repetitivos y voluntarios [16].....	23
<b>Figura 2-11.</b> Registro de 5 segundos de duración de la señal EEG contaminada por episodios intermitentes de artefactos electromiográficos (EMG) [16].....	24
<b>Figura 2-12.</b> Densidad espectral de potencia de una señal EEG (originalmente limitada en banda hasta 40 Hz). La presencia de un pico en 50 Hz en la señal original (a) causa aliasing en la señal muestreada (b) si la frecuencia de muestreo es de 80 Hz [1].....	24
<b>Figura 2-13.</b> Efecto de un promediado sincronizado de varias muestras de una señal EEG que contiene un potencial evocado (EP). Se puede observar como el ruido se reduce de manera muy notoria, permitiendo la detección del potencial con mucha precisión [1].....	26
<b>Figura 2-14.</b> Comparación entre cuatro métodos espaciales de extracción de características. (A) Localización de los electrodos utilizados con la señal objetivo en rojo, concretamente, se quiere medir la señal del electrodo C3. (B) Banda de paso para cada método, raíz cuadrada de los valores cuadráticos medios de la señal recogida en C3. (C) Topografía de $r^2$ medida y amplitud espectral para cada método estudiado [5].....	27
<b>Figura 2-15.</b> Clasificador lineal que maximiza el margen mínimo: en (a) se muestra el comportamiento óptimo y en (b) su comportamiento en presencia de un <i>outlier</i> [18].....	28
<b>Figura 2-16.</b> Comparación de los hiperplanos de separación para los tres métodos de traducción de características: K1 es un método lineal de una dimensión, K2 es un método lineal de dos dimensiones y K3 es un método no lineal [11].....	30
<b>Figura 2-17.</b> Primera matriz que empleo el paradigma <i>oddball</i> , utilizada en el estudio de E. Donchin para el desarrollo de la aplicación “ <i>mental prosthesis</i> ” [17].....	31
<b>Figura 2-18.</b> Selección de letras utilizando potenciales corticales lentos (SCP) con selecciones binarias: mitad de las mismas en magenta y la otra mitad en azul [20].....	32
<b>Figura 2-19.</b> Control del movimiento de un cursor verticalmente mediante potenciales corticales lentos para seleccionar entre dos opciones [21].....	32
<b>Figura 2-20.</b> Control del movimiento en videojuegos mediante ritmos sensoriomotores (SMR) [22].....	33
<b>Figura 2-21.</b> Arquitectura empleada por Yu-Te Wang <i>et al</i> en su artículo [23].....	34
<b>Figura 2-22.</b> Esquema utilizado en la propuesta de Yo Zhou [24].....	36
<b>Figura 2-23.</b> Arquitectura del sistema [25].....	37
<b>Figura 2-24.</b> Interfaces para 1D y 2D de izquierda a derecha [25].....	38
<b>Figura 2-25.</b> Interfaces de RunApp (a) y de ImgVew (b) [26].....	40
<b>Figura 2-26.</b> Esquema propuesto por el equipo [26].....	41



<b>Figura 2-27.</b> Resultados sesión laboratorio [26].....	41
<b>Figura 2-28.</b> Resultados sesión online [26].....	42

## CAPÍTULO 3: ANÁLISIS DE LOS POTENCIALES EVOCADOS P300

---

<b>Figura 3-1.</b> Ilustración esquemática del contexto de aparición de un potencial P300. Si el estímulo recibido por el sujeto no es diferente del anterior, sólo se producen los potenciales evocados sensoriales (N100, P200, N200) [27].....	43
<b>Figura 3-2.</b> Potencial evocado P300 recogido en el electrodo Pz y generado con un <i>oddball</i> auditivo donde el usuario debía detectar tonos objetivos con probabilidad de ocurrencia de 0,2. La curva punteada (a) se corresponde con la primera época registrada y la curva (b) se corresponde con un promediado sincronizado de 90 épocas, permitiendo distinguir el potencial. La línea roja rayada indica el momento en el que se presentó el estímulo [28].....	45
<b>Figura 3-3.</b> Componentes del potencial evocado P300 en dos localizaciones distintas: Fz y Pz. En la gráfica superior aparece la respuesta cuando el sujeto no atiende al estímulo, donde se observa que la onda P3a sigue apareciendo. En la gráfica inferior, por el contrario, aparece la respuesta cuando el sujeto atiende al estímulo, generando las tres componentes principales: P3a, P3b y <i>slow wave</i> . [28].....	46
<b>Figura 3-4.</b> Modelo esquemático de la actividad cognitiva del P300 [27].....	46
<b>Figura 3-5.</b> Variación de la forma del P300 para el electrodo Pz en función de la probabilidad de estímulo y la probabilidad temporal [28].....	47
<b>Figura 3-6.</b> Potenciales evocados P300 recogidos en el vértex (Cz) y en un electrodo nasofaríngeo (Pg2) según la dificultad de discriminación de los estímulos objetivos [28].....	48
<b>Figura 3-7.</b> Diagramas de dispersión analizando la variación de la amplitud y la latencia del P300 en función de la edad a partir de los 20 años [27].....	49
<b>Figura 3-8.</b> Latencia del P300 diferenciando entre los 4 tipos de tareas propuestas y 3 grupos de personas según el grado de extroversión de la persona [32].....	50
<b>Figura 3-9.</b> Amplitud media del P300 para sujetos fumadores o no con un alto o bajo riesgo de alcoholismo [27].....	51
<b>Figura 3-10.</b> Representación de la forma del P300 para estímulos visuales para sujetos con Alzheimer (línea discontinua) y de control (línea continua) [27].....	52
<b>Figura 3-11.</b> Posición de los electrodos considerados en tres tipos de filtrado espacial para la obtención de la señal en C3: (a) Laplaciano corto, (b) Laplaciano largo y (c) método de referencia común (CAR) [16].....	56
<b>Figura 3-12.</b> Ejemplo del efecto de un filtrado espacial CAR sobre el electrodo C3. La señal gana en resolución espacial facilitando la detección del P300 [16].....	57
<b>Figura 3-13.</b> Búsqueda de la dirección que consigue que la varianza de los datos proyectados sea máxima (D1) en un problema de análisis de componentes principales [36].....	59

<b>Figura 3-14.</b> Efecto de un promediado sincronizado de varias muestras de una señal EEG que contiene un potencial evocado (EP). El estímulo se realizó en $t=0$ . Se puede observar como el ruido se reduce de manera muy notoria, permitiendo la detección del potencial con mucha precisión [27].....	61
<b>Figura 3-15.</b> Esquema del filtrado adaptativo para eliminar una fuente de ruido [29].....	62
<b>Figura 3-16.</b> En la figura superior, representación del promediado sincronizado de 90 épocas de P300 para un <i>oddball</i> auditivo. En el centro, representación del espectrograma del mismo obtenido a través de la STFT. En la figura inferior, representación del escalograma del mismo obtenido a través de la CWT [3].....	65
<b>Figura 3-17.</b> Plano tiempo-frecuencia para STFT en (a), con resoluciones fijas; DWT en (b), con resoluciones variables adaptadas a las señales biomédicas; y WPT en (c), con resoluciones variables según la intención del usuario [3].....	65
<b>Figura 3-18.</b> Gráficas comparativas del comportamiento entre distintos algoritmos de clasificación con 9 sujetos en dos sesiones diferentes [38].....	68
<b>Figura 3-19.</b> Disposición de los electrodos utilizados en la aplicación según el sistema internacional 10/20: Fz, Cz, Pz, P3, P4, PO7, PO8 y Oz [16].....	69

## CAPÍTULO 4: DISEÑO Y DESARROLLO DE LA APLICACIÓN

---

<b>Figura 4-1.</b> Arquitectura del sistema dividido en tres etapas: Adquisición de señal, procesado en el ordenador conBCI2000 y envío de los comandos a la aplicación AppRunner.....	72
<b>Figura 4-2.</b> Actividad principal de AppRunner. Se compone de un botón para activar el servidor Bluetooth y de la caja de texto “Command Line”, donde se visualizarán los mensajes de la aplicación.....	74
<b>Figura 4-3.</b> Estructura del sistema de propósito general BCI2000, compuesta por cuatro módulos independientes [16].....	76
<b>Figura 4-4.</b> Interfaz gráfica del “Operador.....	77
<b>Figura 4-5.</b> Interfaz gráfica de la ventana de configuración de “Operador”. Como se puede observar tiene varias pestañas donde se configuran los parámetros correspondientes.....	78
<b>Figura 4-6.</b> Flujo de la actividad principal de AppRunner .....	82
<b>Figura 4-7.</b> Estructura del sistema BCIMobilePhone desde el punto de vista de la lógica de programación.....	85
<b>Figura 4-8.</b> Matriz del menú principal .....	86
<b>Figura 4-9.</b> Comando alarma .....	86
<b>Figura 4-10.</b> Comando temporizador .....	87
<b>Figura 4-11.</b> Comando cronómetro.....	87
<b>Figura 4-12.</b> Comando navegador.....	87

<b>Figura 4-13.</b> Comando Llamadas.....	87
<b>Figura 4-14.</b> Comando SMS.....	88
<b>Figura 4-15.</b> Comando Contactos.....	88
<b>Figura 4-16.</b> Comando Cámara.....	88
<b>Figura 4-17.</b> Comando Galería.....	88
<b>Figura 4-18.</b> Comando Twitter.....	89
<b>Figura 4-19.</b> Comando Telegram.....	89
<b>Figura 4-20.</b> Comando Back.....	89
<b>Figura 4-21.</b> Matriz de teclado .....	90
<b>Figura 4-22.</b> Matriz para el manejo de alarmas, temporizador y cronómetro.....	90
<b>Figura 4-23.</b> Capturas de pantalla de las aplicaciones de alarmas, temporizador y cronómetro: (a) pantalla principal del apartado de alarmas con una alarma desplegada (b) pantalla para añadir un temporizador, y (c) ventana principal de la aplicación de cronómetro.....	91
<b>Figura 4-24.</b> Comando Alarma.....	91
<b>Figura 4-25.</b> Comando Temporizador.....	91
<b>Figura 4-26.</b> Comando Cronómetro.....	92
<b>Figura 4-27.</b> Comando de Acción.....	92
<b>Figura 4-28.</b> Comando Borrado.....	92
<b>Figura 4-29.</b> Matriz de control del navegador.....	93
<b>Figura 4-30.</b> Comando MTX.....	93
<b>Figura 4-31.</b> Comando Página Anterior.....	93
<b>Figura 4-32.</b> Comando <i>Scroll</i> .....	94
<b>Figura 4-33.</b> Comando Borrar.....	94
<b>Figura 4-34.</b> Comando Tabulador hacia atrás.....	94
<b>Figura 4-35.</b> Vista principal del navegador de BCIMobilePhone.....	95
<b>Figura 4-36.</b> Matriz para el control de llamadas.....	96
<b>Figura 4-37.</b> Vistas principales de las aplicaciones de llamadas (a) y SMS (b).....	96
<b>Figura 4-38.</b> Matriz para el control de la aplicación de SMS.....	97
<b>Figura 4-39.</b> Matriz para el control de la aplicación de contactos.....	98
<b>Figura 4-40.</b> Capturas de pantalla de las vistas de la aplicación de contactos, de izquierda a derecha: (a) vista principal con la lista de contactos (b) vista una vez seleccionado un contacto, y (c) ventana de edición de un contacto.....	98

<b>Figura 4-41.</b> Matriz para el control de la aplicación de la galería y la cámara.....	99
<b>Figura 4-42.</b> Comando Home.....	100
<b>Figura 4-43.</b> Comando Perfil.....	100
<b>Figura 4-44.</b> Comando Escribir Tweet.....	100
<b>Figura 4-45.</b> Matriz para el control de la aplicación de Twitter en BCIMobilePhone.....	101
<b>Figura 4-46.</b> Capturas de pantalla de las vistas de la aplicación de contactos, de izquierda a derecha: (a) vista principal con la lista de contactos (b) vista una vez seleccionado un contacto, y (c) ventana de edición de un contacto.....	101

## CAPÍTULO 5: EVALUACIÓN DE LA APLICACIÓN

---

<b>Figura 5-1.</b> Interfaz gráfica de la herramienta P3Classifier, utilizada para hallar el vector de pesos adaptado para cada usuario a partir de una serie de muestras de entrenamiento.....	105
---	-----

## CAPÍTULO 7: DISCUSIÓN

---

<b>Figura 7-1.</b> Gráfica comparativa de la precisión de las tareas de la segunda sesión.....	119
<b>Figura 7-2.</b> Gráfica con los datos de la segunda sesión para los cinco sujetos.....	120
<b>Figura 7-3.</b> Gráfico de barras para los resultados medios del cuestionario por pregunta. En verde se muestran las preguntas con una connotación positiva, donde más nota es mejor. En rojo las que tienen una connotación negativa, donde menos nota es mejor.....	121
<b>Figura 7-4.</b> Gráfico con la varianza obtenida en las respuestas a las preguntas.....	122

# ÍNDICE DE TABLAS

---

## CAPÍTULO 1: INTRODUCCIÓN

---

<b>Tabla 1-1.</b> Ejemplos de las tres señales bioeléctricas principales recogidas sobre la superficie corporal: (a) un electroencefalograma (EEG), (b) un electrocardiograma (ECG), y (c) un electromiograma (EMG) [1].....	3
--	---

## CAPÍTULO 2: SISTEMAS BRAIN COMPUTER INTERFACE

---

<b>Tabla 2-1.</b> Clasificación de los métodos empleados para la Extracción de Características [8].....	25
<b>Tabla 2-2.</b> Clasificación de los métodos más empleados para la traducción de Características [8] .....	29
<b>Tabla 2-3.</b> Tabla resumen de los resultados basados en FFT [23].....	35
<b>Tabla 2-4.</b> Tabla resumen de los resultados basados en CCCA [23].....	35
<b>Tabla 2-5.</b> Resumen de resultados para el modo 1D [25].....	39
<b>Tabla 2-6.</b> Resumen de resultados para el modo 2D [25].....	39

## CAPÍTULO 3: ANÁLISIS DE LOS POTENCIALES EVOCADOS P300

---

<b>Tabla 3-1.</b> Resumen de los factores que afectan a las características de los P300 [27].....	54
---	----

## CAPÍTULO 5: EVALUACIÓN DE LA APLICACIÓN

---

<b>Tabla 5-1.</b> Calibración del clasificador. Primera parte de la primera sesión.....	87
<b>Tabla 5-2.</b> Segunda parte de la primera sesión, dividida en 3 tareas diferentes.....	87
<b>Tabla 5-3.</b> Comprobación del clasificador para actualizarlo si fuera necesario.....	88
<b>Tabla 5-4.</b> Tareas de la segunda sesión.....	89

## CAPÍTULO 6: RESULTADOS

---

<b>Tabla 6-1.</b> Datos recogidos durante la primera sesión durante la parte de evaluación de la aplicación para el sujeto S1.....	112
--	-----

<b>Tabla 6-2.</b> Datos recogidos en la segunda sesión para el sujeto S1.....	112
<b>Tabla 6-3.</b> Datos recogidos durante la primera sesión durante la parte de evaluación de la aplicación para el sujeto S2.....	113
<b>Tabla 6-4.</b> Datos recogidos en la segunda sesión para el sujeto S2.....	113
<b>Tabla 6-5.</b> Datos recogidos durante la primera sesión durante la parte de evaluación de la aplicación para el sujeto S3.....	114
<b>Tabla 6-6.</b> Datos recogidos en la segunda sesión para el sujeto S3.....	114
<b>Tabla 6-7.</b> Datos recogidos durante la primera sesión durante la parte de evaluación de la aplicación para el sujeto S4.....	115
<b>Tabla 6-8.</b> Datos recogidos en la segunda sesión para el sujeto S4.....	115
<b>Tabla 6-9.</b> Datos recogidos durante la primera sesión durante la parte de evaluación de la aplicación para el sujeto S5.....	116
<b>Tabla 6-10.</b> Datos recogidos en la segunda sesión para el sujeto S5.....	116
<b>Tabla 6-11.</b> Datos recopilados en los cuestionarios.....	117

## CAPÍTULO 8: CONCLUSIONES Y LÍNEAS FUTURAS

---

<b>Tabla 7-1.</b> Comparación de 5 aplicaciones móviles basadas en BCI.....	124
---	-----

### 1.1. INTRODUCCIÓN A LA INGENIERÍA BIOMÉDICA

La Ingeniería Biomédica es una disciplina que aplica las técnicas de la ingeniería para modificar, controlar o simplemente comprender, sistemas biológicos que ayuden en el desarrollo de la medicina. Algunos de los mayores descubrimientos se dieron ya a principios del siglo XX, siendo el más destacado la invención del electrocardiograma (ECG) en 1903 por William Einthoven, antes de la primera guerra mundial. Después de la guerra, otro de los grandes hitos de este campo fue el electroencefalograma (EEG), descubierto en 1929 por Hans Berger. A partir de este momento, la Ingeniería Biomédica se desarrolló rápidamente. Hasta los años 50 y 60 la actividad principal consistió en el desarrollo de instrumentos médicos para diagnóstico (radiografías por rayos X). Sin embargo, a medida que el conocimiento generado ha ido creciendo, las aplicaciones se diversificaron, incluyendo hoy en día numerosas áreas de investigación [1]. Algunos ejemplos son:

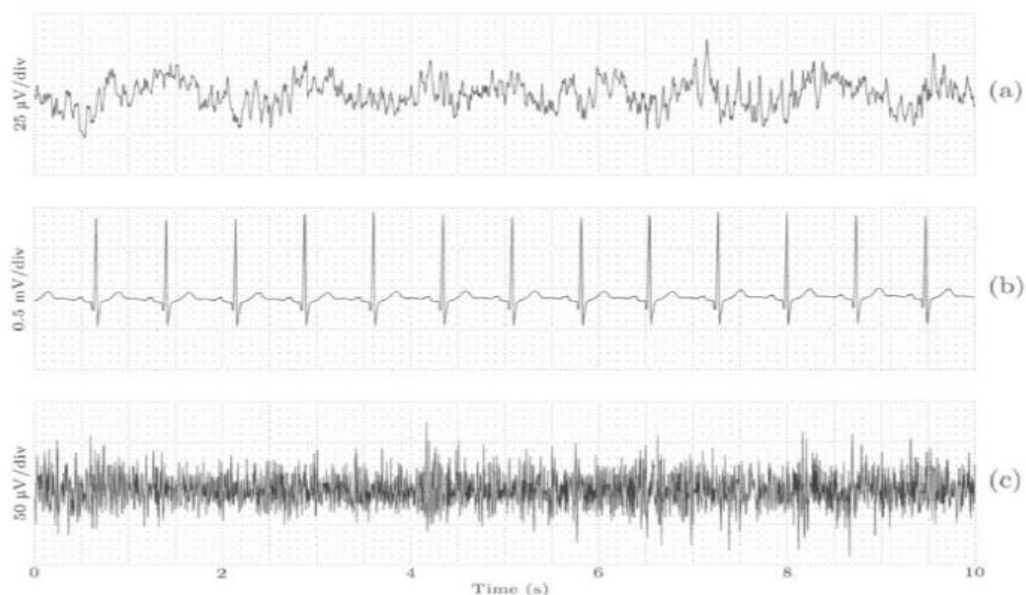
- Aplicación de ingeniería de análisis de sistemas a problemas biológicos.
- Detección, medición y monitorización de señales fisiológicas (biosensores e instrumentación biomédica).
- Diagnóstico de enfermedades gracias al procesamiento de señales bioeléctricas.
- Desarrollo de dispositivos terapéuticos y de rehabilitación.
- Desarrollo de dispositivos que reemplacen alguna función corporal (órganos artificiales).
- Análisis de datos de datos de pacientes para tomar decisiones clínicas (informática médica e inteligencia artificial).
- Análisis y procesamiento de imágenes médicas.
- Interpretación e ilustración gráfica de funciones fisiológicas
- Creación de nuevos productos biológicos.
- Desarrollo de biomateriales que puedan ser usados para sustituir estructuras biológicas.

Entre los objetivos de la Ingeniería Biomédica, en la actualidad, se encuentra: la reducción de la subjetividad en diagnósticos manuales, la mejora de la precisión en la toma de datos, el diagnóstico de enfermedades, mejora de los tratamientos actuales y el diseño de instrumentos médicos. Para ello, una parte clave es el procesado de las señales que emite el sistema biológico en estudio, las cuales, en el caso de que vayan a ser usadas con fines médicos, se conocen con el nombre de señales biomédicas [1].

### 1.2. SEÑALES BIOMÉDICAS

Tal y como hemos introducido en el apartado anterior, las señales biomédicas son aquellas utilizadas en el campo de la medicina. Por tanto, solo difieren de otro tipo de señales en el propósito de su adquisición. Estas señales tienen orígenes muy distintos, pudiendo hacerse varias clasificaciones atendiendo a distintos criterios, como el origen de las señales, la aplicación médica, o las características de la señal. La principal de estas clasificaciones se basa en el origen de las señales biomédicas y sus características, siendo las más representativas [1]:

- **Señales bioeléctricas:** registran la actividad eléctrica de alguna zona del cuerpo. Destacan el electrocardiograma (ECG), el electroencefalograma (EEG) y el electromiograma (EMG), representadas en la figura 1-1.
- **Señales de bioimpedancias:** analizan la impedancia de los tejidos, obteniendo información sobre su composición, distribución y volumen de sangre y actividad endocrina, entre otras.
- **Señales bioacústicas:** muchos procesos naturales del cuerpo generan señales acústicas específicas. El análisis de estas señales permite diagnosticar problemas de circulación dentro del corazón (soplos cardiacos), problemas en la circulación del aire a través del sistema respiratorio, o alteraciones en el funcionamiento del sistema digestivo.
- **Señales biomecánicas:** son las señales que pueden registrarse durante cualquier proceso mecánico del cuerpo. Incluyen medidas de presión, flujo, tensión, fuerza y desplazamientos.
- **Señales biomagnéticas:** registran la actividad magnética. Destaca el magnetoencefalograma (MEG), que registra la actividad del cerebro mediante la captación de campos magnéticos, permitiendo estudiar las relaciones entre las estructuras cerebrales y sus funciones.
- **Señales bioquímicas:** son el resultado de mediciones químicas de los tejidos vivos o de muestras analizadas en el laboratorio clínico.
- **Imágenes médicas:** destacan la imagen por resonancia magnética funcional (fMRI), que permite localizar regiones cerebrales específicas; la tomografía por emisión de positrones (PET), que mide la actividad metabólica del cuerpo humano; y la retinografía, que permite visualizar el estado de la retina para diagnosticar enfermedades como la retinopatía diabética, entre otras. En la Figura 1-2 se muestra una imagen PET mostrando las diferencias entre sujetos sanos y con distintos grados de desarrollo de Alzheimer [2].



**Figura 1-1.** Ejemplos de las tres señales bioeléctricas principales recogidas sobre la superficie corporal: (a) un electroencefalograma (EEG), (b) un electrocardiograma (ECG), y (c) un electromiograma (EMG) [3].

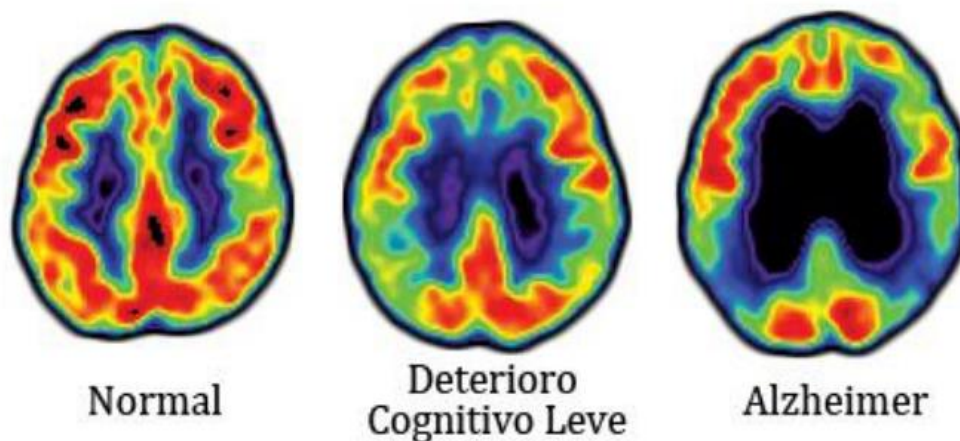


Las señales más trascendentes para este Trabajo Fin de Máster (TFM) son las señales de tipo bioeléctrico, las cuales recogen la actividad eléctrica de distintas partes del cuerpo humano. Destacan: el electroencefalograma (EEG) y el electrocorticograma (ECOG), que recogen la actividad cerebral; el electro-oculograma (EOG), que recoge la actividad ocular; el electromiograma (EMG), que recoge la actividad muscular; y el electrocardiograma (ECG), que recoge la actividad del corazón. En la tabla 1-1 se puede encontrar un resumen con las principales señales bioeléctricas y sus características y parámetros [1].

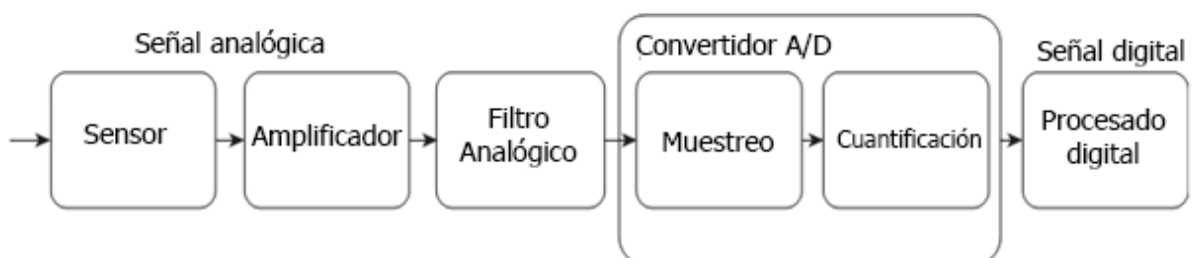
Con el fin de poder extraer conclusiones de estas señales, es necesario realizar sobre ellas un proceso de análisis. En la actualidad, este procesado está implementado y automatizado mediante ordenadores, lo que permite analizar y realizar operaciones con gran cantidad de datos en tiempos relativamente pequeños.

Para este análisis, la señal tiene que sufrir una serie de transformaciones que se aplicarán, generalmente, en tres etapas: obtención y registro de las señales (muestreo, cuantificación y digitalización de la señal), eliminación de artefactos y, finalmente, procesado de la señal (segmentación y filtrado de la misma). El diagrama de bloques típico utilizado para la adquisición de señales biomédicas se muestra en la figura 1-3 [1].

El siguiente apartado está enfocado a profundizar en el EEG, el cual es una de las piezas fundamentales del desarrollo de la aplicación en la que se basa este trabajo.



**Figura 1-2.** Imágenes PET que detectan la disminución de glucosa asociada con la enfermedad del Alzheimer. A la izquierda un sujeto sano, en el centro un sujeto con DCL (Deterioro Cognitivo Leve) y a la derecha un enfermo de Alzheimer [2].



**Figura 1-3.** Diagrama de bloques típicamente utilizado para la adquisición de señales biomédicas [1]

Clasificación de señales bioeléctricas	Método de adquisición	Rango de frecuencia	Rango dinámico	Comentarios
Potencial de acción	Microelectrodos	100Hz - 2kHz	10 $\mu$ V - 100mV	Medida invasiva del potencial de membrana en la célula
Electroneurograma (ENG)	Electrodos de aguja	100Hz - 1kHz	5 $\mu$ V - 10mV	Potencial flash evocado
Electroretinograma (ERG)	Microelectrodos	0.2 - 200 Hz	0.5 $\mu$ V - 1mV	Potencial flash evocado
Electro-oculograma (EOG)	Electrodos superficie	dc – 100 Hz	10 $\mu$ V - 5mV	Potenciales estables en retina y córnea
Electroencefalograma (EEG)	Electrodos superficie	0.5 - 100 Hz	2 – 100 $\mu$ V	Potencial en superficie
- <i>Rango Delta</i>		0.5 - 4 Hz		Niños, sueño profundo y patologías
- <i>Rango Theta</i>		4 - 8 Hz		Estados de alerta
- <i>Rango Alpha</i>		8 - 13 Hz		Despierto, relajado y con los ojos cerrados
- <i>Rango Beta</i>		13 - 22 Hz		
- <i>Husos del sueño</i>		6 - 15 Hz	50 – 100 $\mu$ V	Duración de 0.2 a 0.6 segundos
- <i>Componentes K</i>		12 - 14 Hz	100 – 200 $\mu$ V	Durante sueño medio y profundo
Potenciales evocados (EP)	Electrodos superficie		0.1 - 20 $\mu$ V	Respuesta del cerebro a ciertos estímulos
- <i>Visuales (VEP)</i>		1 – 300 Hz	1 - 20 $\mu$ V	En lóbulo occipital. Adquisiciones de 200ms
- <i>Somatosensoriales (SEP)</i>		2 Hz – 3 kHz		Cortex sensorial
- <i>Auditivos (AEP)</i>		100Hz – 3kHz	0.5 - 10 $\mu$ V	En la zona del vertex
Electrocortigrama	Electrodos de aguja	100Hz – 5kHz		Adquisición superficie expuesta del cerebro
Electromiografía (EMG)				
- <i>Una fibra</i>	Electrodos de aguja	500Hz–10kHz	1 - 10 $\mu$ V	Potenciales de una única fibra
- <i>Potencial de acción de unidad motora</i>	Electrodos de aguja	5Hz – 10kHz	100 $\mu$ V - 2mV	Potenciales de un grupo de fibras
Electrocardiograma (ECG)	Electrodos superficie	0.05 – 100 Hz	1 - 10 mV	

**Tabla 1-1.** Tabla resumen de las principales señales bioeléctricas [1].

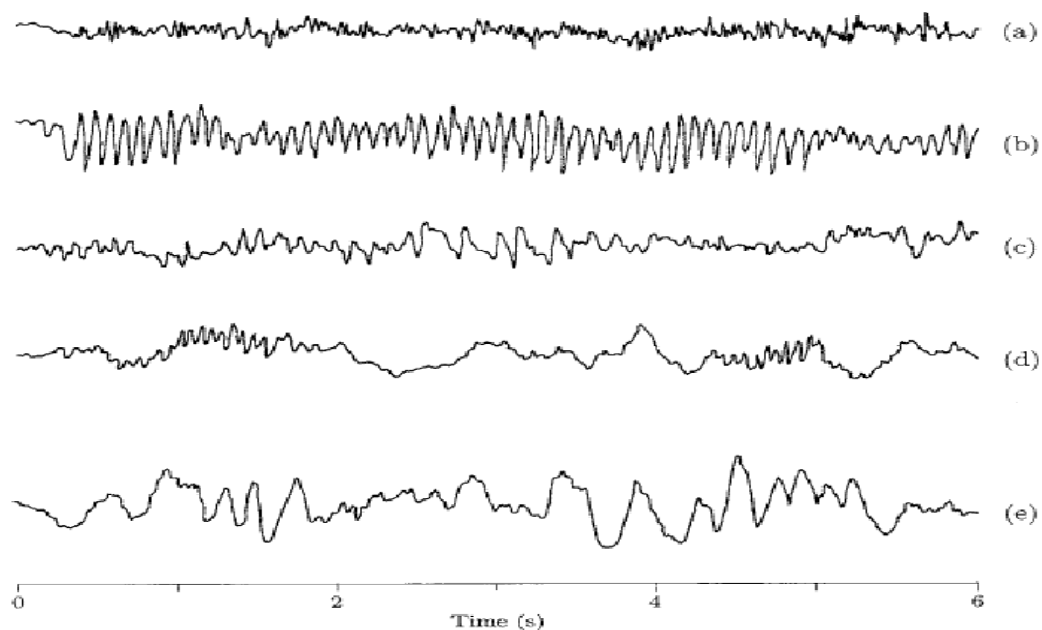
### 1.3. ELECTROENCEFALOGRAMA (EEG)

El electroencefalograma (*electroencephalogram*, EEG) es una señal biomédica que registra la actividad eléctrica del cerebro de forma no invasiva mediante la colocación de una serie de electrodos sobre el cuero cabelludo. Esta actividad es la agrupación de las señales eléctricas producidas por millones de neuronas al mismo tiempo, y se comporta de manera oscilatoria y repetitiva. Por ello, nos solemos referir a esta actividad conjunta como *ritmo*. Los ritmos suelen clasificarse según su rango frecuencial y su amplitud relativa.

Al ser una señal compuesta por la suma de las señales de neuronas individuales, la amplitud de la señal EEG está relacionada con el grado de sincronía con el cual interactúan. Una excitación sincronizada de un grupo de neuronas producirá una amplitud alta en la superficie del cráneo debido a la interferencia constructiva que se originará gracias a esa sincronización. Sin embargo, una excitación asíncrona de neuronas producirá una señal EEG irregular y de baja amplitud, debido a la interferencia destructiva de las actividades individuales. Este rango de amplitudes abarca desde unos pocos  $\mu\text{V}$  hasta  $100\mu\text{V}$  [3].

El rango frecuencial de la señal EEG depende de la actividad que se esté realizando y suele estar relacionado con la amplitud de la misma. Un estado de somnolencia producirá bajas frecuencias y una sincronía entre las neuronas, causando una amplitud grande. El caso contrario se producirá cuando el cerebro está concentrado en alguna tarea determinada, desplazando el espectro a frecuencias más altas y generando una actividad asíncrona de las neuronas, forzando una amplitud más baja. En la Figura 1-4 se observan varios ritmos según el estado del sujeto [3].

La adquisición de la señal se basa en la colocación de electrodos sobre la superficie del cuero cabelludo que recojan la señal eléctrica. La colocación de los electrodos debe atenerse a un estándar, conocido como el *sistema internacional 10/20*, aprobado por la Federación Internacional de Sociedades de Electroencefalografía y Neurofisiología Clínica [4].



**Figura 1-4.** Ritmos electroencefalográficos observados durante el paso de vigilia a sueño profundo: (a) agitado, (b) relajado, (c) adormecido, (d) dormido, (e) sueño profundo. Se aprecia una disminución frecuencial a medida que el sujeto se duerme [3].

Este estándar distribuye los electrodos diferenciándolos según las distintas zonas del córtex y el hemisferio al que pertenecen. El cráneo se divide en seis zonas: frontopolar (Fp), frontal (F), central (C), parietal (P), occipital (O) y temporal (T). Tomando como medida de referencia la distancia recorrida entre el entrecejo (nasion) y la nuca (inion) del sujeto, la sección central se encontrará a mitad de distancia y se separará de las secciones contiguas (frontal y parietal) un 20% de la distancia total. A su vez, estas dos secciones estarán separadas de las secciones frontopolar y occipital, respectivamente, por un 10% de la longitud total.

La nomenclatura de los electrodos está compuesta de la letra que identifica la sección junto a un subíndice que depende del hemisferio en el que se encuentren: para el hemisferio izquierdo se asignan números impares y para el hemisferio derecho se asignan números pares. En el caso de encontrarse en el centro de ambos hemisferios, se identifican mediante una letra "z" (zero) minúscula en lugar de un número. Con respecto a los electrodos de referencia, suelen ubicarse en los lóbulos de las orejas y se denominan A1 (izquierdo) y A2 (derecho). En la Figura 1-5 aparecen las distribuciones de los electrodos recomendadas según el sistema internacional 10/20 [4].

Dado que muchas componentes de ruido, incluso las que son externas al cuerpo humano, aparecen de manera común en todas las señales EEG, hay que aplicar un filtro espacial antes de procesar la señal. La referencia en la oreja elimina muchas de estas componentes, no obstante, adicionalmente se utilizan canales bipolares, métodos de media común o filtros Laplacianos [5].

Los canales bipolares toman la diferencia de potencial entre dos electrodos no muy alejados. El método de referencia de media común (*Common Average Reference, CAR*) resta a la señal recogida por un electrodo la media de todo el conjunto de electrodos. Sin embargo, el filtro Laplaciano resta a la señal recogida por un electrodo las señales adyacentes.

Además de las componentes de ruido externas al cuerpo humano, la señal puede verse afectada por una serie de artefactos o señales diferentes a la de interés. En el EEG los artefactos más problemáticos son el movimiento ocular y el movimiento muscular [5].

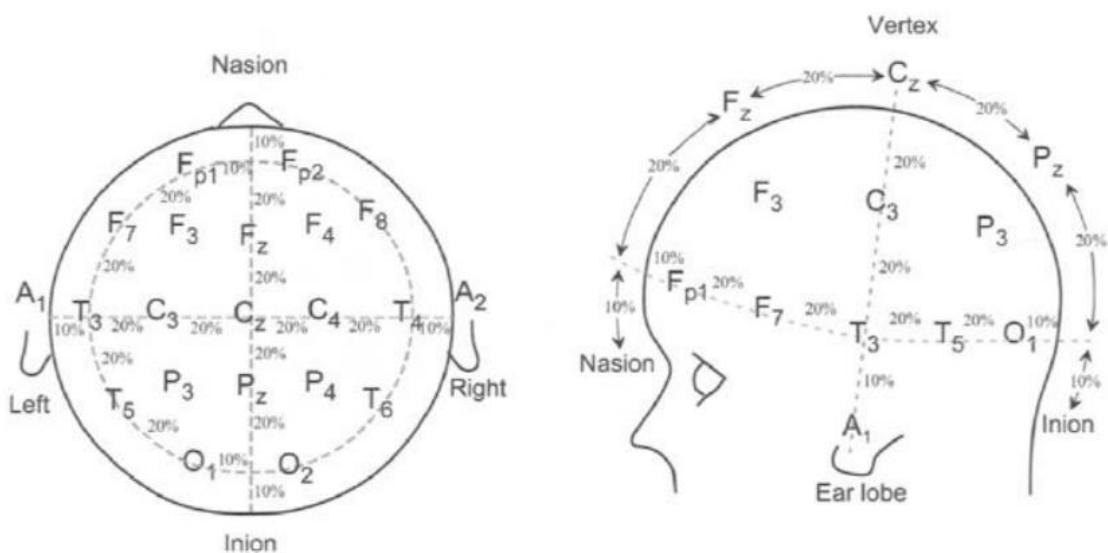


Figura 1-5. Distribución de los electrodos según el sistema internacional 10/20 [4].

## 1.4. BRAIN COMPUTER INTERFACE (BCI)

En general, todos los sistemas de transmisión de información necesitan de la interacción de señales nerviosas transmitidas mediante nervios periféricos con músculos u otros órganos para una comunicación satisfactoria. Por ejemplo, cuando hablamos, espiramos aire desde nuestros pulmones por la laringe, donde se encuentran las cuerdas vocales. Las cuerdas vocales son un sistema móvil capaz de contraerse y cambiar de posición, lo que produce los diferentes sonidos que somos capaces de emitir. La señal cerebral que controla los músculos del sistema que forman las cuerdas vocales es, por tanto, la responsable de nuestra capacidad de hablar. Otro ejemplo puede ser la interacción con un ordenador mediante el ratón y el teclado, necesitando los músculos propios del manejo de estos aparatos para realizar la tarea.

Los sistemas BCI son un canal de transmisión de información que no necesita la interacción del cerebro con nervios periféricos o músculos, y que permite a la persona que lo está utilizando transmitir sus intenciones al exterior directamente desde el cerebro. Las señales de control, producidas en el cerebro, son adquiridas generalmente mediante EEG por ser una forma de registrar la actividad cerebral no invasiva, de bajo coste y fácil. También existen otros métodos de los que se hablará en el capítulo 2.

Para identificar las intenciones del usuario y traducirlas en comandos, el dispositivo BCI analiza y procesa señales cerebrales. Hay varios tipos de señales que puede utilizar un sistema BCI, tales como los potenciales evocados visuales (VEP), los potenciales evocados P300, los potenciales corticales lentos (SCP) o los ritmos sensoriomotores (SMR). Estas señales de control pueden pertenecer a dos grupos:

- **Señales endógenas:** no necesitan de ningún tipo de estimulación externa para generar la actividad cerebral necesaria para clasificar las intenciones del usuario. Estos sistemas requieren entrenamiento para poder controlar satisfactoriamente la aplicación BCI. Habitualmente utilizan potenciales SCP y ritmos sensoriomotores.
- **Señales exógenas:** requieren una estimulación externa para producirse. Los sistemas que usan estas señales para controlarse no requieren entrenamiento alguno puesto que son una respuesta natural del cerebro aun estímulo externo. Habitualmente utilizan potenciales VEP y potenciales evocados P300.

Para traducir las intenciones del usuario a partir de las señales producidas en su cerebro, ya sean endógenas o exógenas, estas deben recibir un tratamiento compuesto por dos etapas principales: adquisición de la señal y procesado de la señal.

La etapa de adquisición de señal se encarga de amplificar, digitalizar y mandar la señal obtenida a un dispositivo que la procese, que normalmente será un ordenador.

El procesado de la señal se compone de dos sub-etapas: la extracción y la clasificación de características. La extracción de características utiliza una serie de combinaciones y transformaciones sobre la señal recibida con el objetivo de obtener la información que interesa para el sistema en concreto. La clasificación transforma las características extraídas de la señal en señales de control de un dispositivo o de una aplicación.

El objetivo final de un sistema BCI es la interacción directa entre el cerebro de una persona y un determinado dispositivo, sin mediación de músculos o nervios periféricos. Uno de los usos que se puede dar a un sistema BCI, como el mostrado en la figura 1-6 [6], es el de aumentar la independencia y la capacidad de comunicación en usuarios con enfermedades



**Figura 1-6.** Sistema BCI basado en EEG. La señal es captada mediante electrodos colocados en el gorro, y mediante los cables se transmiten hasta el amplificador. Este dispositivo la amplifica y acondiciona para convertirla al dominio digital y la transmite al ordenador, donde se realiza el procesado [6].

neurodegenerativas o graves discapacidades. Los sistemas BCI pueden servir de gran ayuda para personas afectadas con afasia, apraxia, autismo, parálisis, lesión medular, amputaciones, distrofias neuromusculares o esclerosis múltiple o lateral amiotrófica, entre otras enfermedades, todas ellas enfermedades que generan algún grado de discapacidad.

### 1.5. OBJETIVOS DEL TRABAJO DE FIN DE MÁSTER

El objetivo de este trabajo es diseñar y desarrollar una aplicación que permita controlar un *Smartphone* con sistema operativo Android mediante BCI. Este objetivo general engloba otros más específicos y concretos que permitirán un desarrollo satisfactorio del proyecto, entre los cuales se encuentran:

- Estudiar los sistemas de adquisición de señales EEG que registran la actividad cerebral.
- Evaluar las diferentes posibilidades de diseño de un sistema BCI en función de las señales gracias a las cuales se traducen las intenciones del usuario, además de los métodos de procesado de señal necesarios para ese objetivo.
- Realizar una revisión del estado del arte de los sistemas BCI en dispositivos móviles desarrollados con anterioridad.
- Establecer los requisitos de la aplicación en cuestión, la señal de control a utilizar y las herramientas que se necesitan en el desarrollo y la arquitectura del sistema.

- Diseñar y desarrollar la aplicación.
- Evaluar la aplicación una vez finalizada en cinco sujetos sanos en dos sesiones distintas.
- Discutir los resultados obtenidos y compararlos con otros estudios.
- Extraer conclusiones de los resultados obtenidos.

## 1.6. ESTRUCTURA DEL TRABAJO DE FIN DE MÁSTER

El Trabajo de Fin de Máster está compuesto por ocho capítulos: introducción, sistemas *Brain Computer Interface*, análisis de la señal y potenciales evocados P300, diseño de la aplicación, evaluación de la aplicación, resultados, discusión y conclusiones y líneas futuras.

En el primer capítulo, introducción, se hace una breve explicación de la Ingeniería Biomédica y los diferentes campos que abarca y se describen los distintos tipos de señales biomédicas y su clasificación atendiendo a distintas características de la señal. Posteriormente, se detallan las características de la señal EEG y la adquisición de la señal mediante el estándar internacional 10/20. A continuación, se introduce el concepto de sistema BCI, y se establece, brevemente, la estructura del procesado de la señal. Finalmente, se detallan los objetivos y la estructura del presente trabajo.

En el segundo capítulo, sistemas Brain Computer Interface, se tratan, de manera más detallada, los aspectos sobre BCI previamente introducidos en el primer capítulo. En primer lugar, se estudian los distintos métodos para registrar la actividad cerebral, seguido por la enumeración y explicación de las distintas señales de control. Posteriormente, se detalla el procesado de la señal EEG y se enumeran las distintas aplicaciones que han surgido gracias a los sistemas BCI, haciendo especial hincapié en aquellos sistemas que incluyen algún dispositivo móvil. En último lugar, se comentan las limitaciones actuales de dichos sistemas.

En el tercer capítulo, análisis de la señal y potenciales evocados P300, se especifican las propiedades de los potenciales evocados P300 (señal de control utilizada en la aplicación web). Posteriormente, se introducen los distintos métodos utilizados para procesar la señal en la aplicación desarrollada, tanto para la extracción de características como para la clasificación de las mismas.

En el cuarto capítulo, aplicación móvil BCIMobilePhone, se describen los objetivos, la estructura y los procedimientos de desarrollo y el funcionamiento de la aplicación diseñada para este trabajo fin de máster. Además, se incluye un manual de usuario que describe las opciones que tiene la aplicación y como utilizarlas.

El quinto capítulo, población de estudio y procedimiento de evaluación, se describe la población en la que se ha probado la aplicación y el procedimiento aplicado, con las tareas realizadas por los sujetos en las dos sesiones de prueba y el cuestionario de satisfacción.

En los siguientes capítulos se muestran, analizan y discuten los resultados obtenidos, además de compararlos con los estudios presentados anteriormente, y se evalúa el funcionamiento de la aplicación en general. Para terminar, se incluye un capítulo sobre conclusiones y líneas futuras de investigación a partir del presente trabajo.



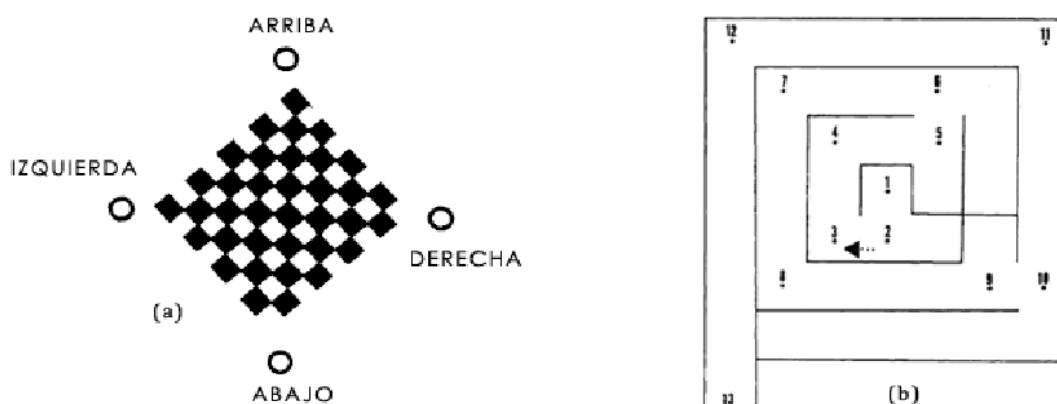


### 2.1. INTRODUCCIÓN

El cerebro humano es una de las grandes incógnitas a las que se enfrenta la humanidad. Su funcionamiento ha sido siempre una pregunta sin resolver y es una de las fronteras que debe cruzar la ciencia en las próximas décadas. Una de las técnicas que más ha ayudado a aumentar nuestra comprensión de este complejo órgano es sin duda el electroencefalograma (EEG), inventado en 1929 por Hans Berger. Esta técnica permite investigar las ondas cerebrales de manera fácil, inocua, y con bajo coste, abriendo un mundo de posibilidades en el estudio del sistema nervioso central.

Durante el siglo XX se amplió el conocimiento de los tipos de ondas cerebrales, aplicándose sobre todo en medicina. Fue en 1977 cuando, por primera vez, se utiliza el término Brain-Computer-Interface, acuñado por el Dr. Jacques Vidal. En sus estudios, diseñó el primer sistema que funcionaba directamente con ondas cerebrales, controlando el movimiento de un cursor en dos dimensiones mediante potenciales evocados visuales (VEP) que se detectaban mediante EEG.

El sistema mostraba al usuario cuatro botones que se iluminaban con luces intermitentes a distintas frecuencias, los cuales representaban las cuatro direcciones básicas: arriba, abajo, derecha e izquierda. Cuando la mirada del usuario se centraba en uno de estos botones quedaban reflejados en el EEG los potenciales VEP, que aparecen como respuesta a un estímulo visual de manera natural. De esta manera, el usuario era capaz de manejar, rígidamente, un cursor con el objetivo de escapar de un laberinto, por ejemplo. El esquema de éste primer sistema BCI aparece en la Figura 2-1 [7].



**Figura 2-1.** Esquema del primer sistema BCI controlado por VEP y desarrollado por Dr. Jacques Vidal en 1977. En (a) aparecen los botones que se iluminaban intermitentemente para controlar el cursor. En (b) aparece el laberinto del cual debían salir los usuarios moviendo el cursor [7].

A pesar de este primer ejemplo, no es hasta la década de los 90 cuando los sistemas BCI se desarrollan completamente, en gran parte debido al elevado coste computacional que supone procesar la señal EEG en tiempo real.

En la actualidad, el interés por los sistemas BCI es creciente. Cada vez más universidades y empresas se interesan por esta tecnología y el avance en los últimos años es notable.

La principal aplicación de los sistemas BCI es la mejora en la calidad de vida de personas con grave discapacidad, ayudándolas a controlar ciertos aparatos y dispositivos que hasta entonces estaban reservados a personas sanas, aumentando su independencia. Pacientes con enfermedades neurodegenerativas como la esclerosis múltiple o la esclerosis lateral amiotrófica (ELA), o personas tetraplégicas, podrían ver cambiar sus vidas por completo con la implementación de estos sistemas a su vida diaria. Algunos ejemplos, como veremos posteriormente, son las prótesis BCI, el control de un ordenador para navegar por internet, o un sistema domótico que permita el control, por ejemplo, de una televisión.

En la actualidad, la principal dificultad para la implementación de los sistemas BCI en la vida diaria de estas personas es el rendimiento de las aplicaciones. Generalmente, para medir este rendimiento se recurre a la tasa de transferencia de información (*Information-Transfer-Rate*, ITR) medida en bits por minuto.

La ITR depende del número de opciones que el usuario puede elegir, el tiempo que se necesita para clasificarlas y el porcentaje de acierto de la clasificación. Hasta ahora, la mayoría de estudios consiguen una ITR de entre 30 y 90 bits/min, alcanzando los valores más altos siempre en condiciones controladas en laboratorio. Sin embargo, como veremos posteriormente, el rendimiento en aplicaciones BCI se ve muy afectado por las diferencias individuales de los sujetos y el entorno del experimento, habiendo muy pocos estudios al respecto con un número de usuarios significativo.

### 2.2. MÉTODOS PARA REGISTRAR LA ACTIVIDAD CEREBRAL

Existen una gran cantidad de métodos para registrar la actividad cerebral en la actualidad, pudiéndose clasificar en invasivos y no invasivos.

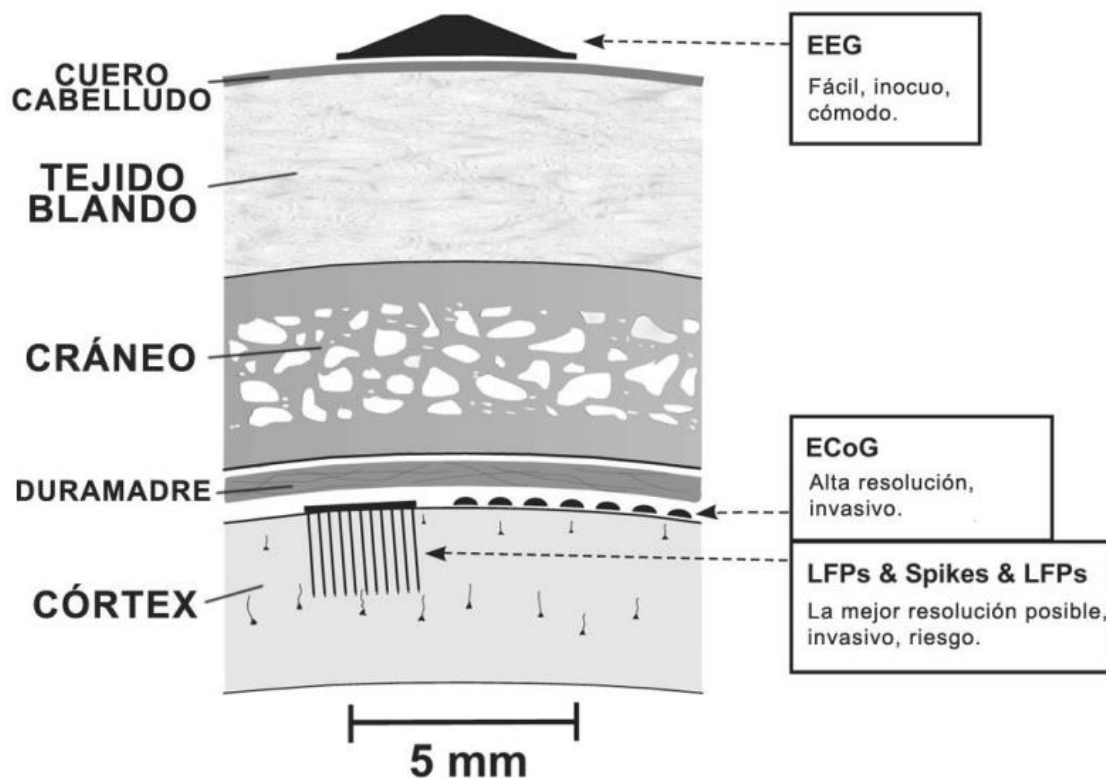
Los sistemas invasivos, menos utilizados en la práctica con seres humanos, necesitan una intervención previa para implantar los electrodos que recogen la actividad bioeléctrica del cerebro. Estos sistemas implican un riesgo para la salud, a cambio de obtener mayor calidad en las señales registradas. En cambio, los sistemas no invasivos no requieren de ningún tipo de implantación previa para recoger la actividad cerebral, convirtiéndose así en los sistemas más utilizados en la práctica.

Para aplicaciones BCI, los requerimientos son la portabilidad del sistema, el bajo coste, métodos de adquisición de señal no invasivos y facilidad en el uso. Esto hace que la mayoría de los métodos queden descartados, habiendo solo unos pocos capaces de cumplir estas exigencias. A continuación, se describirán brevemente los métodos para registrar la actividad cerebral más utilizados y veremos más en detalle la posibilidad de usarlos en aplicaciones BCI [8]:

- **Imágenes de resonancia magnética funcional (*functional Magnetic Resonance Imaging*, fMRI).** La fMRI permite averiguar las zonas del cerebro que se utilizan al realizar una determinada acción en un paciente haciendo uso de los fenómenos de resonancia magnética para medir la respuesta hemodinámica del cerebro con fines

clínicos y de investigación. Es una técnica no invasiva y que tiene una gran resolución espacial, pero no es adecuada para el procesado en tiempo real por su baja resolución temporal.

- **Magnetoencefalografía (*Magnetoencephalography, MEG*)**. La técnica MEG permite investigar las relaciones entre las estructuras cerebrales y sus funciones de manera no invasiva, registrando la actividad funcional del cerebro mediante la captación de campos magnéticos. Esta técnica tiene una gran resolución, tanto espacial como temporal, pero la hace inaccesible en la mayoría de aplicaciones por el alto coste que tiene. Además, requiere de aislamiento magnético, lo que hace necesario el uso de una habitación especial.
- **Espectroscopia de infrarrojo cercano (*Near Infrared Spectroscopy, NIRS*)**. La espectroscopia estudia la interacción de la radiación electromagnética con la materia. En este caso se emiten fotones de luz cercanos al infrarrojo (NIR, longitudes de onda entre 780 nm y 3.000 nm) sobre la piel de la frente del paciente. Después de dispersarse por el interior del cuero cabelludo, cráneo y cerebro, parte de esos fotones vuelven a la piel gracias a los fenómenos de reflectancia espectral. Al medir la cantidad de fotones recibidos se extraen conclusiones sobre la respuesta hemodinámica del cerebro y los niveles de saturación de oxígeno y azúcar en sangre. Esta técnica, al igual que la fMRI, tiene una pobre resolución temporal, lo que hace que no sea adecuada para aplicaciones en tiempo real.
- **Tomografía por emisión de positrones (*Positron Emission Tomography, PET*)**. La técnica PET se basa en detectar la distribución tridimensional de un radiofármaco marcador administrado a través de una inyección intravenosa. Esta prueba mide la actividad metabólica del cuerpo humano y permite detectar ciertas anomalías, como pueden ser las células cancerosas. Su resolución temporal es pobre y se necesita un equipamiento con un coste muy alto.
- **Electroencefalografía (*Electroencephalography, EEG*)**. Esta técnica no invasiva registra la actividad eléctrica del cerebro mediante la colocación de una serie de electrodos sobre el cuero cabelludo. El número de electrodos utilizados para adquirir el EEG varía según su aplicación, siendo normalmente suficiente con 21 o menos, según el estándar 10/20 [4]. Sin embargo, existen otros estándares menos utilizados, pudiendo llegar a usarse más de 300 electrodos [9]. Es una técnica no invasiva, de bajo coste y que no requiere un equipamiento difícil de desplazar. Por eso es la técnica más utilizada actualmente, a pesar de tener una resolución espacial limitada, y contaminación de la señal por artefactos (los cuales veremos posteriormente).
- **Electrocorticografía (*Electrocorticography, ECoG*)**. La técnica ECoG se basa en el mismo principio que el EEG, pero en vez de ser una técnica no invasiva que coloca los electrodos sobre el cuero cabelludo, en el ECoG los electrodos se implantan directamente sobre la superficie del córtex. Esto permite aumentar la resolución temporal y espectral a cambio de implicar un riesgo para el paciente.
- **Electrodos epidurales o intracorticales**. Esta técnica se basa en las dos anteriores, variando únicamente la colocación de los electrodos, que se implantan en neuronas aisladas. Estos electrodos, con forma de cono hueco, ofrecen mayor resolución espacial y temporal que las técnicas anteriores, sin embargo, el tiempo que pueden permanecer implantados es limitado, debido a que la neurona en cuestión podría morir u otra neurona podría pasar a realizar sus funciones, haciendo inservible la obtención de la señal a través de éste método.



**Figura 2-2.** Localización de los electrodos de distintas técnicas que emplean señales eléctricas. [8]

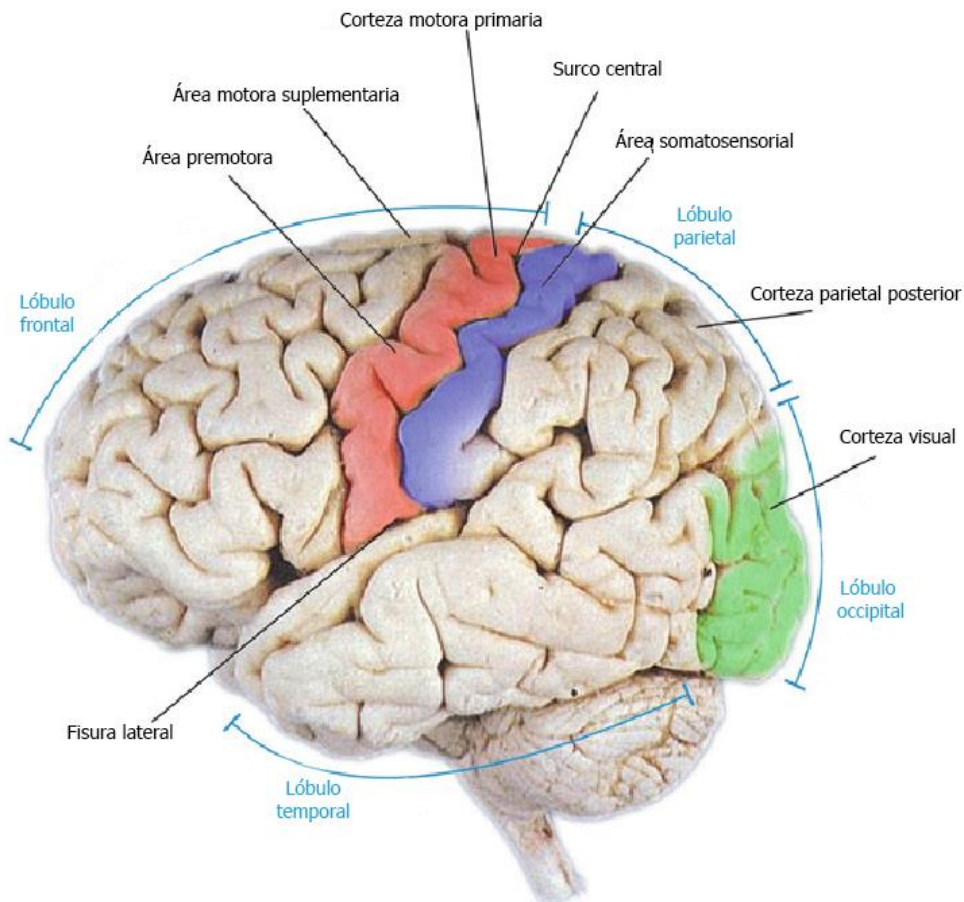
Los 4 primeros métodos de los expuestos anteriormente para registrar la actividad cerebral (fMRI, MEG, NIRS y PET), que no utilizan señales eléctricas, presentan varios inconvenientes. El fMRI y el NIRS tienen una pobre resolución temporal, lo que los hace inadecuados para aplicaciones en tiempo real. Las técnicas MEG nos ofrecen la resolución adecuada, tanto temporal como espacial, sin embargo, su alto coste y su dificultad para realizarlas la descartan como una de las soluciones ideales.

En cuanto a los métodos que utilizan señales eléctricas (EEG, ECoG y electrodos epidurales), son más sencillos de implementar y su costo es menor. Sin embargo, el electrocorticograma y los electrodos epidurales necesitan de una intervención para la implantación de los sensores que reciben la señal eléctrica cerebral (figura 2-2 [8]). Esto hace que sean descartados para el desarrollo de la aplicación.

Concluimos que el candidato más adecuado es el EEG, un método de bajo coste, sencillo y que no necesita de un equipamiento difícil de transportar. Es una tecnología madura que ha sido muy estudiada desde su invención en 1929 y es sin duda la más utilizada en el campo de las aplicaciones BCI.

### 2.3. TIPOS DE SEÑALES DE CONTROL EN BCI

En este punto se van a analizar las distintas señales de control habitualmente utilizadas en sistemas BCI que utilizan como método de adquisición de señal el EEG, el cual se ha concluido que es la mejor opción para realizar este trabajo.



**Figura 2-3.** Regiones en las que se divide la corteza cerebral [6].

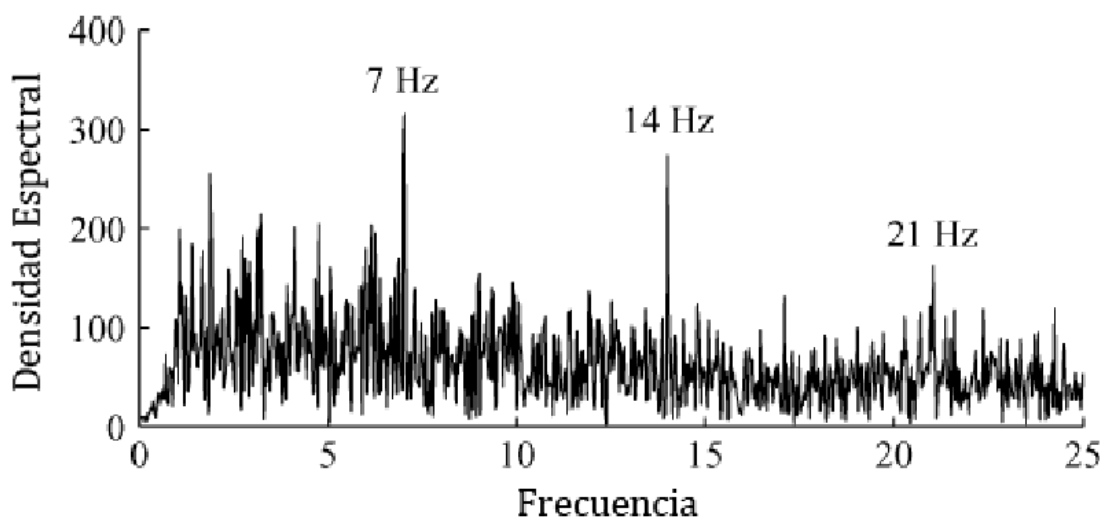
Dependiendo de la señal de control elegida, la localización y el número necesario de electrodos para adquirirla puede variar. La figura 2-3 muestra las distintas regiones en las que se divide la corteza cerebral, de las que hablaremos en sucesivos puntos.

Las señales de control que trataremos a continuación son las siguientes: potenciales VEP, potenciales corticales lentos SCP, ritmos sensoriomotores, potenciales de neuronas corticales y potenciales evocados P300.

### 2.3.1. Potenciales evocados visuales

Los potenciales evocados visuales (*Visual Evoked Potentials, VEP*) son una respuesta del sistema nervioso central a una estimulación luminosa, en forma de diferencias de potencial a lo largo de la corteza visual. La respuesta eléctrica que percibimos mediante EEG consiste en unas variaciones de potencial, resonantes con una fuente luminosa que parpadea a una frecuencia comprendida entre 4 y 20 Hz [10].

Este fenómeno de resonancia se utiliza en la práctica para detectar donde está mirando un sujeto. El método más utilizado es la presentación al usuario de una serie de fuentes luminosas parpadeando a distintas frecuencias. Cuando el usuario fija su atención en una en concreto, se genera el fenómeno de resonancia y el sistema mide la frecuencia con la que aparecen los VEP



**Figura 2-4.** Espectro frecuencial de una señal EEG recogida durante una estimulación visual a 7Hz. El fenómeno de resonancia de los potenciales VEP produce picos en 7Hz y sus armónicos [10].

(en torno a 100 ms después de la iluminación) y determina la fuente que está mirando. La medida se realiza analizando en el dominio de la frecuencia la señal EEG, que tendrá varios picos en la frecuencia de la fuente y sus correspondientes armónicos. En la figura 2-4 aparece el espectro frecuencial de un usuario durante un experimento con una fuente luminosa de 7 Hz.

Esta señal de control es exógena, ya que está provocada por una respuesta natural del cerebro a un estímulo luminoso y por tanto no requiere entrenamiento. Es posible así alcanzar grandes precisiones (de hasta el 90%) en pocas sesiones [11]. Además, Friman *et al* [10] demostró que el número de electrodos afecta en la precisión del sistema, concluyendo que los mejores resultados se obtienen cuando se utilizan pocos electrodos colocados correctamente sobre la zona donde se generan los potenciales VEP.

El rango de aplicaciones es grande, pasando desde la selección de diversos comandos al control de un cursor en dos dimensiones.

### 2.3.2. Potenciales corticales lentos

Los potenciales corticales lentos (*Slow Cortical Potentials*, SCP) son variaciones de voltaje, de entre 0,5 y 10 segundos de duración, que se detectan en el EEG a bajas frecuencias. Los valores negativos están asociados al movimiento y otras funciones que involucran un aumento de la activación cortical, mientras que valores positivos están asociados a la ausencia de movimiento o reducción de la activación cortical [5].

En la Figura 2-5 se pueden observar las diferencias entre el aumento y reducción de la activación cortical. Estos potenciales se generan en el vértex, la zona superior de la cabeza, en torno a la unión del lóbulo frontal y parietal, asociada con el movimiento.

Esta señal de control es endógena. Esto quiere decir que no es el resultado de una estimulación exterior, sino que es el propio sujeto el que la tiene que generar y para controlarla es necesario un entrenamiento.

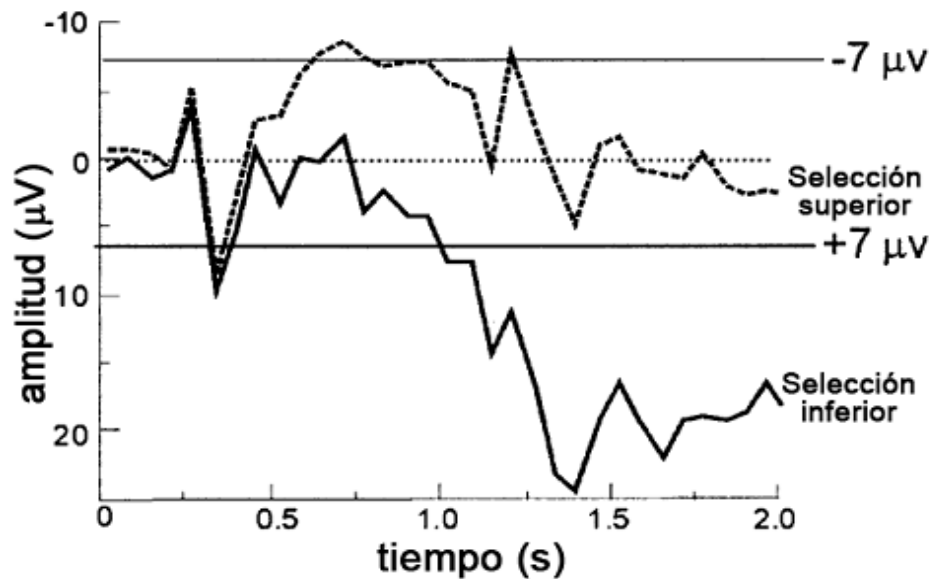


Figura 2-5. SCP recogidos durante una selección binaria [5]

La aplicación principal es el “dispositivo de interpretación de pensamiento” (*Thought Translation Device*, TTD) [12]. En primer lugar, esta aplicación realiza un registro basal de la actividad del EEG del usuario durante los dos primeros segundos y durante los dos siguientes, se determina si se ha producido o no un aumento de la actividad cortical. El dispositivo TTD utiliza un cursor que se mueve horizontalmente a velocidad constante, mientras que el movimiento vertical se controla a través de los SCP [12]. Por encima del movimiento del cursor aparecen una serie de selecciones, y cuando el usuario desea seleccionar alguna de ellas basta con generar un SCP que produzca que el cursor se desplace verticalmente sobre ella. Es, por tanto, un sistema de selección binaria.

El tiempo de entrenamiento necesario para controlar adecuadamente estas señales varía entre 1 y 5 meses (obteniendo precisiones en torno al 75%), constituyendo la principal desventaja de esta señal. Las tasas binarias conseguidas se sitúan en torno a los 15 bits por minuto, inferiores a las obtenidas con los potenciales VEP [13].

Los artefactos que más interfieren a la hora de la clasificación de características de los potenciales SCP son la respiración y el movimiento ocular del sujeto, que se encuentran en la misma banda frecuencial. En consecuencia, la señal debe ser tratada para eliminar sus efectos.

### 2.3.3. Ritmos sensoriomotores

Recordemos que la señal EEG tiene un comportamiento oscilatorio y repetitivo. Esta actividad se denomina ritmo. Si se analiza el EEG de un sujeto despierto, que no está realizando ningún movimiento o procesando de estímulo externo alguno, la actividad principal está, de media, en la banda de 8-12Hz. Esta actividad se denomina ritmo  $\mu$  cuando se produce sobre la zona somatosensorial o motora del córtex y ritmo  $\alpha$  cuando se produce sobre la zona visual del córtex. Los electrodos que son capaces de obtener estos ritmos se deben colocar en estas zonas, ocupando las posiciones Cz, C3 y C4; y en ocasiones también F3, F4, O1 y O2 [5].

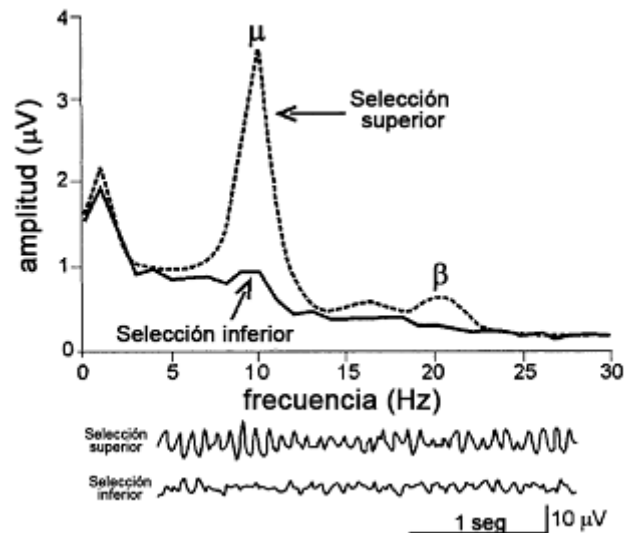


Figura 2-6. Ritmos sensoriomotores. En la selección inferior se percibe una disminución de los mismos [5].

Los ritmos  $\mu$  (de 8 a 12 Hz) están asociados con otros ritmos independientes llamados  $\beta$  (de 18 a 26 Hz). Estas dos señales se pueden considerar autónomas y con entrenamiento permiten crear un sistema de control BCI [5].

Para controlar un sistema BCI, el usuario debe ser capaz de alterar de alguna forma estas dos componentes del EEG de forma voluntaria. Esto se puede conseguir mediante un movimiento, o una intención de movimiento, que llevan asociados una serie de eventos en estos ritmos. En la Figura 2-6 podemos apreciar una señal EEG con ritmos  $\mu$  y  $\beta$ , que corresponde a una selección de un comando en una aplicación BCI.

La preparación del movimiento o la intención de realizarlo conllevan una disminución de los SMR. Esta disminución se denomina ERD (*Event-Related Desynchronization*, Desincronización del Evento Relacionado) y ocurre antes de realizar el movimiento. Se conoce como “desincronización” porque la señal pierde su carácter oscilatorio, provocando una disminución de los picos frecuenciales que la caracterizaban [5].

Cuando finaliza la intención de realizar un movimiento, se produce un aumento de los SMR. Este aumento se denomina ERS (*Event-Related Synchronization*, Sincronización del Evento Relacionado) y determina el punto en el cual la señal volverá a obtener su carácter oscilatorio, provocando la recuperación de sus picos frecuenciales característicos.

En la parte superior de la Figura 2-7 se muestran tres oscilaciones distintas recogidas en el electrodo C3 sobre la zona sensoriomotora mientras un sujeto mueve el dedo índice de la mano [14]. Dos segundos y medio antes del movimiento, que se produce en  $t=0$ , se puede apreciar una ERD en el ritmo  $\mu$ , para posteriormente recuperar el nivel inicial pasados unos segundos.

La actividad del ritmo  $\beta$  presenta un ERD de corta duración en del inicio del movimiento, seguido por un ERS con un máximo al segundo de ejecutar el movimiento. Con respecto a las oscilaciones de la banda  $\gamma$  (36-40Hz), presentan un ERS antes de realizar el movimiento, pudiendo proveer información y ser útiles en ocasiones, sin embargo, estas oscilaciones de alta frecuencia no están presentes en todos los seres humanos.

En la figura 2-7 se muestra también el EEG en cada electrodo para el mismo movimiento. Se pueden observar claramente los ERD en las posiciones centrales de los electrodos (C3, C4 y Cz)

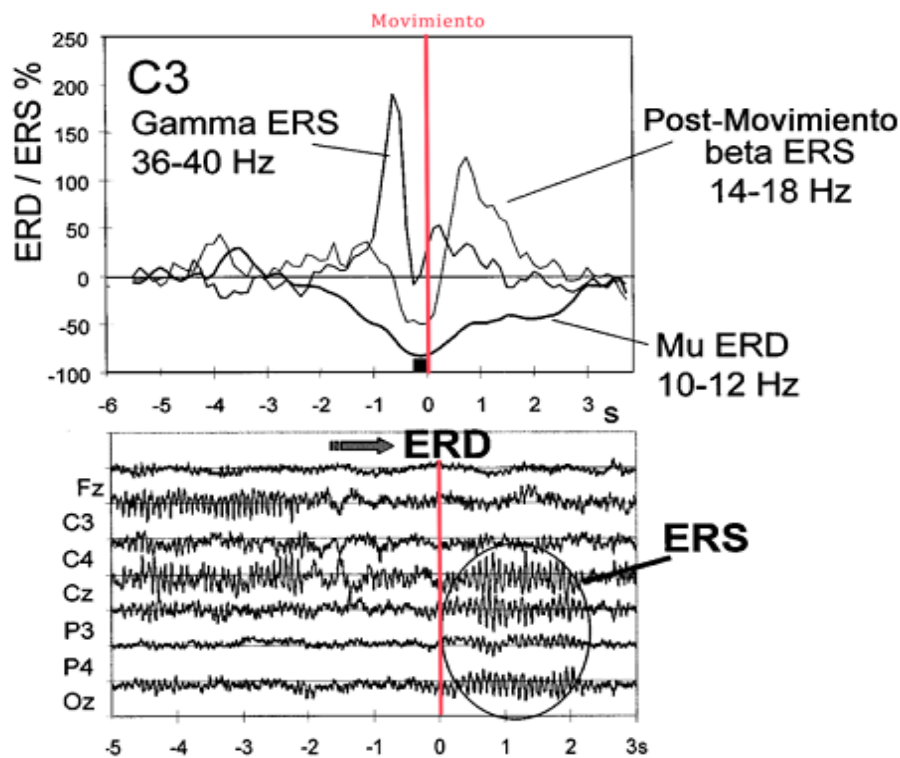


antes de realizar el movimiento y los ERS inmediatamente después del mismo sobre los electrodos de la zona visual del córtex (*ritmo  $\alpha$* , P3, P4, Oz).

Se ha demostrado que no solamente la ejecución del movimiento genera los ERD y los ERS, también la imaginación del movimiento o la visualización del mismo provocan los mismos cambios en los SMR. Esta es la razón por la cual un sistema BCI basado en ritmos sensoriomotores se trata como un sistema independiente, en el cual la capacidad del usuario para fijar la vista en un punto concreto o mover una articulación no se necesita, ya que simplemente es necesario imaginar el movimiento para generar la señal de control [15].

Al igual que los SCP, la señal de control generada gracias a los ritmos sensoriomotores es endógena y, por tanto, requiere entrenamiento para poder ser controlada de manera adecuada. Con un entrenamiento de unas 6 horas se pueden llegar a alcanzar precisiones por encima del 80% y tasas binarias de 20-25 bits por minuto [5].

Los artefactos que más afectan a este tipo de señales son el EMG y el ritmo visual  $\alpha$ . Habrá que buscar métodos que eliminen estos artefactos o, al menos, que disminuyan en gran medida su efecto perjudicial.



**Figura 2-7.** Señal EEG registrada antes y después de realizar un movimiento con el dedo índice de la mano donde se aprecian los ERD y ERS. El panel superior se corresponde al electrodo C3 [5].

### 2.3.4. Potenciales de neuronas corticales

Los potenciales de neuronas corticales se obtienen midiendo la actividad eléctrica de neuronas aisladas, recogida mediante electrodos epidurales o intracorticales alojados dentro del cráneo. Este método es invasivo, ya que requiere cirugía para la implantación de los electrodos, lo que impide la investigación exhaustiva en humanos. En la Figura 2-8 aparece un esquema sobre la implantación de un electrodo intracortical.

Diversos estudios con monos han demostrado que éstos son capaces de aprender a controlar la activación de neuronas aisladas, así que se espera que los humanos sean capaces también. Sin embargo, la evaluación de esta especulación se retrasó debido a la ausencia de los electrodos adecuados y a que no era posible registrar la actividad neuronal de forma estable a largo plazo (normalmente no superan el año). De hecho, la neurona que está siendo monitorizada por el electrodo en cuestión puede morir o relevar su función a otra neurona distinta, causando que el electrodo se vuelva inútil [5].

Las utilidades de esta señal de control podrían ir desde controlar un cursor en 1D hasta seleccionar comandos o letras en una pantalla. También podría llegar a controlarse un cursor en 2D si se logra el control de la actividad EMG residual (se obtuvieron tasas de 15bits por minuto y precisiones del 67% en animales) [5]. Sin embargo, no se puede generalizar con total seguridad para los humanos y debido a la escasez de experimentos con los mismos no se puede determinar que su uso sea satisfactorio.

Dado que los experimentos con animales se efectuaron cuando éstos realizaron los movimientos oportunos, no se conoce si se establecerán los mismos patrones en la actividad neuronal cuando no se ejecute el movimiento debido a la incapacidad del usuario para producirlo.

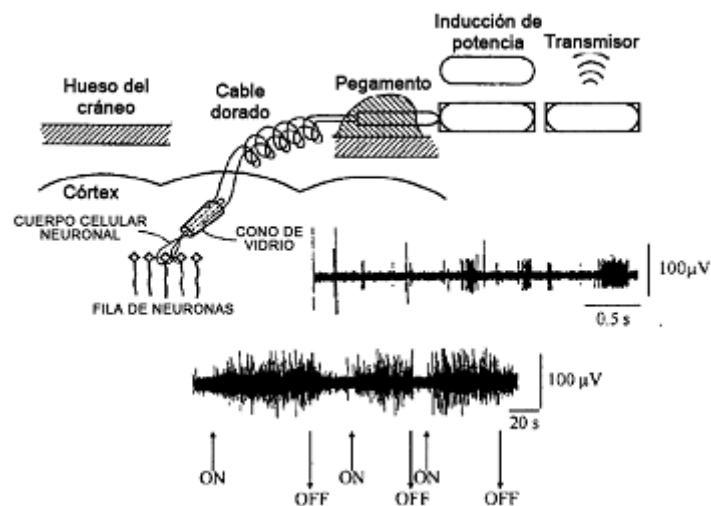


Figura 2-8. Esquema que muestra la implantación de electrodos epidurales o intracorticales [5].

### 2.3.5. Potenciales evocados P300

Los potenciales evocados P300 son deflexiones positivas de voltaje localizadas en la zona parietal del córtex como respuesta a un estímulo, apareciendo en torno a 300ms después de que éste se produzca. Por tanto, el potencial P300 es una señal exógena (no requiere entrenamiento) provocada por una respuesta natural del cerebro ante un estímulo, ya sea visual, auditivo o somato-sensorial unos 300 ms después. Los electrodos que se emplean para recoger este potencial normalmente se sitúan en la región centroparietal del córtex, típicamente en Cz, Fz y Pz [5].

Para que la señal P300 se genere con suficiente amplitud y pueda ser detectada, se deben dar 4 condiciones [16]:

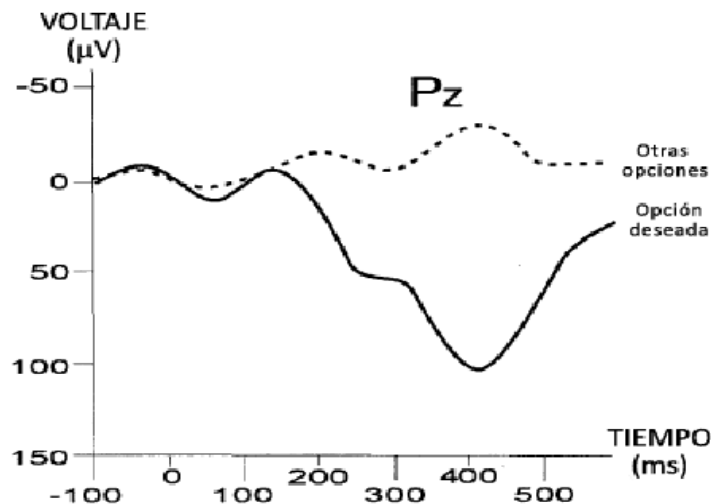
- La secuencia de estímulos debe ser aleatoria. Si el usuario es capaz de predecir el momento en el que se va a dar el estímulo, la amplitud de la señal es menor.
- Una regla de clasificación que separe las series de eventos en dos categorías.
- La tarea que realice el usuario debe usar la regla anterior.
- Los estímulos deben de ser infrecuentes. Cuanto más continuos sean, menor será la amplitud del P300.

La aparición de los potenciales evocados P300 se provoca de acuerdo al paradigma *oddball*, el cual trata de presentar un estímulo deseado de forma infrecuente camuflado entre estímulos frecuentes. Es decir, el potencial evocado P300 se produce cuando la opción que pretende elegir el usuario se encuentra entre muchas otras opciones que no interesan. En consecuencia, se concluye que, cuanto más improbable sea el estímulo deseado, más probable será que aparezca el potencial evocado P300 y que su amplitud sea mayor [17].

La aplicación más frecuente de este paradigma, desarrollada por primera vez por Emanuel Donchin *et al* [17], se basa en presentar una matriz cuyas celdas sean las opciones a seleccionar: habitualmente letras, números o comandos de una aplicación.

En cada intento se iluminan aleatoriamente las filas y las columnas de forma que, tras un número determinado de iluminaciones, cada fila y columna se haya iluminado una vez. El usuario, fijándose en la celda que desea seleccionar, provocará dos potenciales evocados P300 cuando se iluminen la fila y la columna que contienen dicha celda. Promediando la respuesta para cada elemento de la matriz y detectando el potencial P300 con mayor amplitud se determina cuál es la celda seleccionada por el usuario. El resultado de este tipo de aplicaciones se puede observar en la Figura 2-9 [5].

Los potenciales P300 constituyen una señal exógena y, por tanto, esta no requiere entrenamiento para aprender a controlarla. Además, se pueden alcanzar precisiones muy altas en intervalos cortos de tiempo.



**Figura 2-9.** Potencial evocado P300 recogido sobre el área centro-parietal del córtex mediante la técnica *odd ball* con una matriz luminosa [5].

## 2.4. ETAPAS DE LOS SISTEMAS BCI

El procesado de la señal EEG puede dividirse en tres etapas principales, comunes con el tratamiento digital del resto de señales biomédicas: adquisición de la señal, procesado de la señal y aplicación.

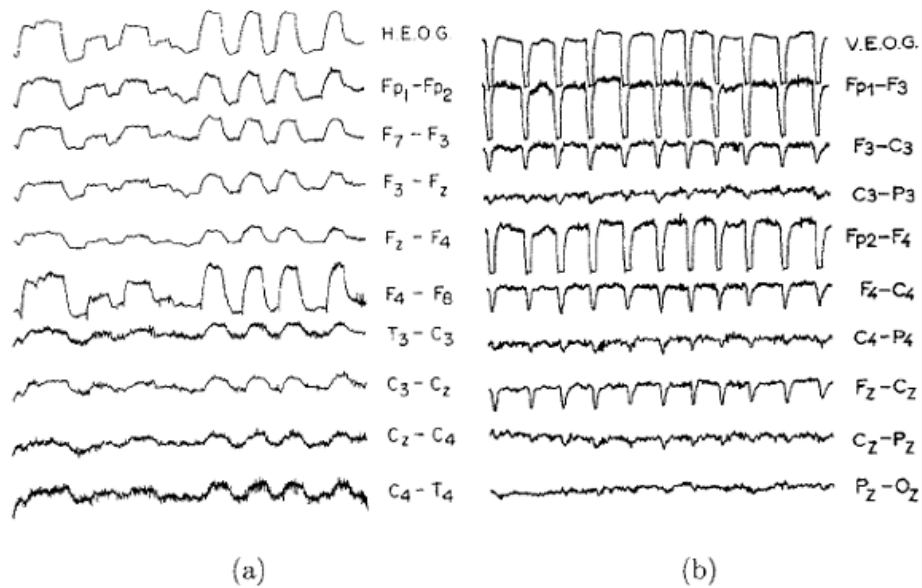
### 2.4.1. Adquisición de la señal

En esta etapa se recoge la señal y se prepara para su posterior análisis. Este proceso de acondicionamiento incluye amplificación, conversión al dominio digital mediante un CAD, y eliminación de artefactos e interferencias que la degraden.

Como se comentó en el capítulo de introducción, la señal EEG se obtiene mediante la colocación de electrodos de alta sensibilidad en la superficie del cuero cabelludo según el *sistema internacional 10/20*. Normalmente, para reducir la impedancia entre la piel de la superficie de la cabeza y el electrodo se utiliza un gel conductor.

Posteriormente, la señal se amplifica con un amplificador de bajo ruido y se convierte al dominio digital. A continuación, se filtra para eliminar los artefactos que puedan afectar en su procesado. Los principales artefactos de una señal EEG son las señales producidas por pestañeos, contracciones musculares y movimientos oculares (EOG) [16]. En menor medida y dependiendo de las condiciones, la señal cardíaca (ECG) también puede afectar. A continuación, se profundiza el efecto de estos artefactos:

- **Movimientos oculares y pestañeos.** La actividad eléctrica del EOG y la producida por el movimiento ocular es claramente visible en la señal EEG debido a su gran intensidad.



**Figura 2-10.** Artefactos en la señal EEG causados por (a) el movimiento ocular y (b) pestaños repetitivos y voluntarios [16].

La región que se ve más afectada es la frontopolar del córtex, por encontrarse más cerca de los ojos. Los pestaños también afectan a los electrodos de esta región, induciendo una señal de mayor frecuencia que el EOG y de cambios más abruptos.

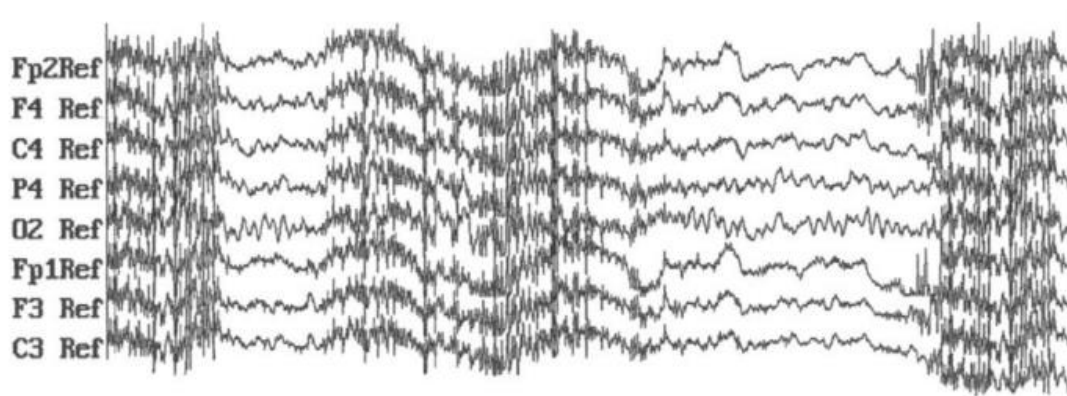
En términos de procesamiento, el artefacto causado por el movimiento de los ojos y los pestaños se puede reducir restándole una señal obtenida mediante un electrodo de referencia cerca de los ojos. En la figura 2-10 se observan las variaciones que introduce en el EEG los pestaños y movimientos oculares.

- **Actividad muscular cercana.** Otro artefacto común lo causa la actividad eléctrica muscular, sobre todo, de músculos cercanos. La pueden producir movimientos tan naturales como tragar, hacer muecas, hablar, apretar la mandíbula, etc.

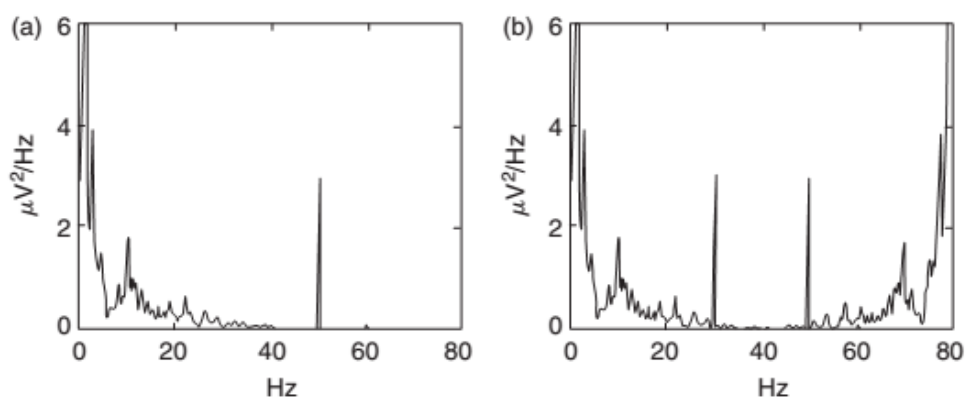
El efecto que produce depende de la fuerza de la contracción muscular, pudiendo generar irregularidades de baja amplitud si la contracción es débil o altas irregularidades que se asemejan a ruido blanco cuando la contracción es fuerte.

Este artefacto puede observarse en la Figura 2-11. En términos de procesamiento, la actividad muscular es un artefacto mucho más molesto que el movimiento ocular, puesto que solapa la *banda*  $\beta$  dentro del rango entre 15 y 30Hz. Esta desventaja está agravada por el hecho de que es imposible adquirir una señal de referencia que solamente contenga la actividad muscular interferente, a diferencia del EOG.

- **Actividad cardiaca.** El ECG puede llegar a interferir con la señal EEG en algunas personas. Aunque la amplitud del ECG normalmente es baja en el cráneo en



**Figura 2-11.** Registro de 5 segundos de duración de la señal EEG contaminada por episodios intermitentes de artefactos electromiográficos (EMG) [16].



**Figura 2-12.** Densidad espectral de potencia de una señal EEG (originalmente limitada en banda hasta 40 Hz). La presencia de un pico en 50 Hz en la señal original (a) causa aliasing en la señal muestreada (b) si la frecuencia de muestreo es de 80 Hz [1].

comparación con el EEG, puede aparecer en determinados electrodos y en determinados cuerpos, por ejemplo, en personas bajas con cuellos cortos. Debido a la naturaleza repetitiva y regular que caracteriza al ECG, la eliminación del mismo resulta sencilla.

Otro efecto a tener en cuenta es la interferencia que produce la red eléctrica, que en España tiene una frecuencia de 50 Hz. Es importante tenerla en cuenta y filtrarla correctamente, ya que puede producir efectos negativos al digitalizar la señal.

En la figura 2-12 vemos un ejemplo del efecto que produce en una señal EEG con un ancho de banda de 40 Hz muestreada a 80 Hz sin filtrar la frecuencia de operación de la red eléctrica. El pico en 30 Hz es producido por el *aliasing* que se produce, contaminando el ancho de banda de la señal [1]. Esto tiene una fácil solución si se filtra correctamente la señal antes de muestrearla. Sin embargo, si el ancho de banda de la señal de interés contiene la frecuencia de operación de la red eléctrica deberá considerarse un procesamiento más complejo.

### 2.4.2. Procesado de la señal

La segunda etapa es el procesado de la señal, a su vez subdividido en la extracción de características y la traducción de las mismas.

#### a) Extracción de características

La etapa de extracción de características se basa en obtener información útil de la señal EEG para el control del sistema BCI. Esta información se denomina característica y será lo que permita diferenciar entre distintas patologías o clasificar las intenciones del usuario una vez sea analizada.

El objetivo, por tanto, es maximizar la relación señal a ruido (*Signal Noise Ratio, SNR*) entre la señal de control y el ruido basal. Para ello habrá que realizar un procesado de señal para eliminar los artefactos ya mencionados. Además de estos, existen otros factores que pueden afectar a las características de la señal del usuario. Entre ellos se encuentran la motivación, la intención, la frustración, la fatiga, etc. El buen funcionamiento del sistema BCI depende de la adaptabilidad del sistema al usuario, así como de la selección de las técnicas de procesado de señal adecuadas [5].

En los sistemas BCI, que requieren procesado en tiempo real, es frecuente que la etapa de eliminación de artefactos se solape con la de extracción de características aprovechando las condiciones únicas de la señal de control que se esté utilizando. Las características extraídas son usualmente la entrada del clasificador que permite la traducción de estas en comandos del sistema.

En la Tabla 2-1 se muestran una serie de técnicas de extracción de características empleadas con anterioridad en los sistemas BCI [8]. Estas técnicas pueden clasificadas en dos grandes grupos: las que analizan las señales en tiempo o frecuencia y las que las analizan en función de su

Tiempo-Frecuencia	Espacio	Tiempo-Espacio	Modelos Inversos
Transformada de Fourier	Filtro Laplaciano	Análisis de Componentes de Tiempo y Espacio	EEG a ECoG
Transformada Wavelet	Análisis de Componentes Principales (PCA)		
Modelos Autorregresivos (AR)	Análisis de Componentes Independientes (ICA)	Modelos Autorregresivos Multivariable	EEG a Dipolos Fuente
Filtrado Paso-Banda			
Filtro Adaptado	Patrones Espaciales Comunes (CSP)	Coherencia	EEG a Dipolos Fuente
Filtro de Kalman			
Detección de Pico	Amplitudes	Coherencia	EEG a Dipolos Fuente
Submuestreo	Proporciones y diferencias		

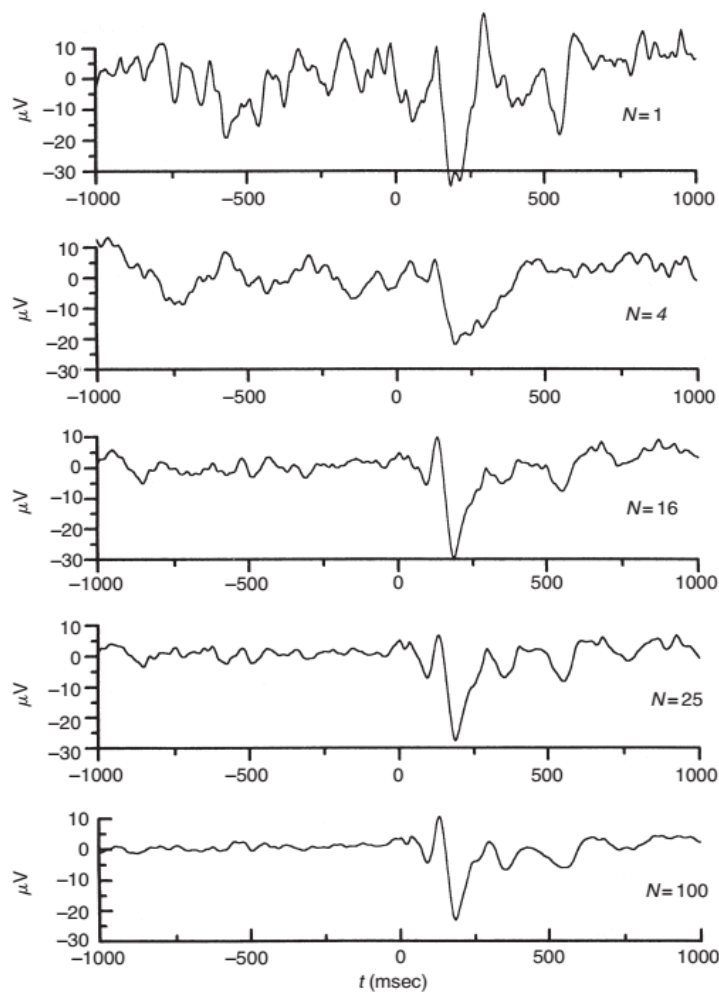
Tabla 2-1. Clasificación de los métodos empleados para la Extracción de Características [8].

localización en el espacio. Lo más común es utilizar un método de cada tipo, tratando las dimensiones temporal y espacial de manera independiente, o emplear un solo método espaciotemporal.

Los métodos aplicados en el dominio temporal destacan por su rapidez y el reducido coste computacional que requieren. Estos métodos suelen utilizarse en aplicaciones BCI a tiempo real y la elección de los mismos depende en gran parte de la señal de control utilizada y de los artefactos que la degraden. Por ejemplo, un simple promediado sincronizado aumenta de manera significativa la capacidad de detección de los potenciales evocados P300 o los VEP, como puede verse en la figura 2-13.

Sin embargo, los métodos que operan en el dominio frecuencial requieren una transformación de la señal, convirtiéndose así en métodos que requieren más coste computacional que los temporales. De esta manera, para aplicaciones a tiempo real interesan aquellos métodos espectrales que operan con segmentos de la señal relativamente cortos.

Los métodos espaciales también dependen de la señal de control que utiliza el sistema y, concretamente, de lo localizada que esté su fuente en la corteza cerebral. Por consiguiente, el método más adecuado para detectar los SMR, que se encuentran bastante localizados en el



**Figura 2-13.** Efecto de un promediado sincronizado de varias muestras de una señal EEG que contiene un potencial evocado (EP). Se puede observar como el ruido se reduce de manera muy notoria, permitiendo la detección del potencial con mucha precisión [1].

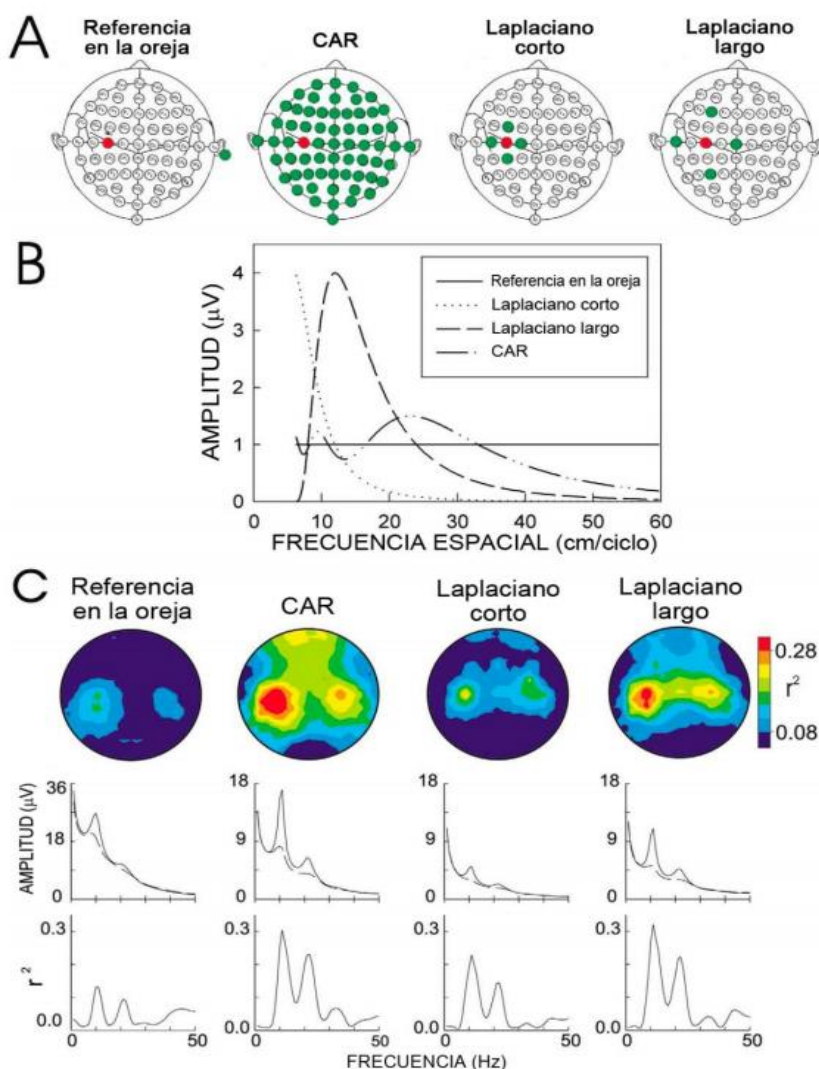


córtex, no será el mismo que para detectar los potenciales SCP o los P300, que se encuentran más distribuidos a lo largo del mismo.

Una medida útil para realizar un análisis *offline* de los métodos espaciales es el coeficiente de determinación  $r^2$ , que básicamente consiste en la correlación de los datos elevada al cuadrado.

En la Figura 2-14 se muestra el resultado de este coeficiente para intentar detectar los ritmos sensoriomotores sobre el electrodo C3 empleando cuatro métodos espaciales diferentes, siendo éstos el filtro Laplaciano con dos distancias distintas de separación de los electrodos, el método de referencia de media común (CAR) y el uso del electrodo C3 con una única referencia en la oreja. Tal y como se puede observar, el filtro Laplaciano con una distancia entre electrodos de 6 cm o el filtrado CAR proporcionan mejores resultados que los otros dos métodos analizados [5].

También es frecuente en los sistemas BCI utilizar PCA (*Principal Component Analysis*, Análisis de Componentes Principales) o ICA (*Independent Component Analysis*, Análisis de Componentes



**Figura 2-14.** Comparación entre cuatro métodos espaciales de extracción de características. (A) Localización de los electrodos utilizados con la señal objetivo en rojo, concretamente, se quiere medir la señal del electrodo C3. (B) Banda de paso para cada método, raíz cuadrada de los valores cuadráticos medios de la señal recogida en C3. (C) Topografía de  $r^2$  medida y amplitud espectral para cada método estudiado [5].

Independientes), útiles para realizar una combinación lineal de varios canales y seleccionar la información más relevante. Por esta razón también son conocidos como métodos de reducción de dimensionalidad.

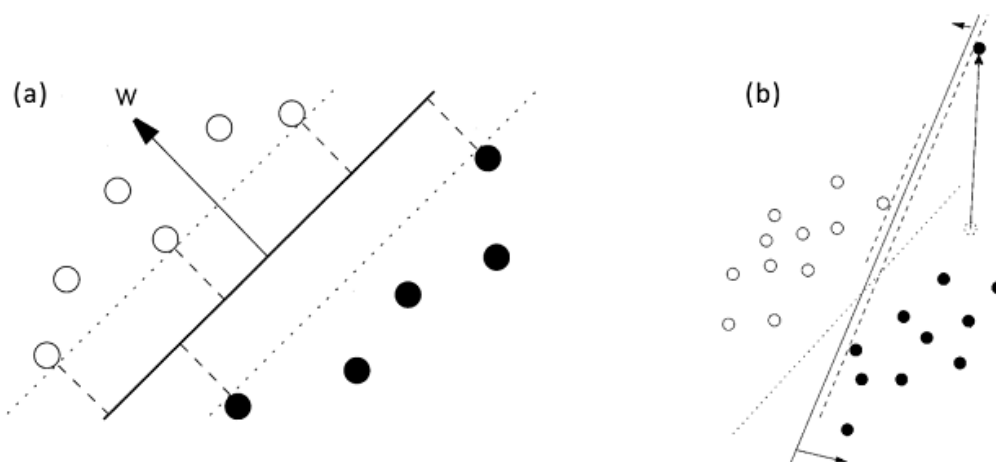
### b) Clasificación de características

En aplicaciones BCI, la etapa de traducción de características, o algoritmo de clasificación, se encarga de convertir las características extraídas anteriormente en comandos de un dispositivo. Para ello, analizará las características obtenidas en función de diversos parámetros y las clasificará para asociarlas con un comando determinado. El objetivo es asegurar que la selección atribuida se corresponda con la selección que el usuario pretendía realizar [5].

Los clasificadores se pueden dividir en dos grupos: clasificadores lineales y no lineales. En la Tabla 2-2 aparecen los clasificadores más usados en los sistemas BCI para ambos grupos [8].

Los métodos lineales asumen que los datos pueden separarse linealmente con un hiperplano de separación, el cual divide el espacio de datos en varias regiones, cada una correspondiente a una selección distinta. Este hiperplano de separación se calcula de tal manera que minimice la distancia mínima entre cada punto y el hiperplano o la distancia media entre cada punto y el hiperplano [18]. En la Figura 2-15 (a) se puede observar un clasificador lineal que maximiza el margen mínimo.

Los clasificadores lineales suelen ser más robustos que los no lineales y suelen requerir menor carga computacional, también pueden fallar en presencia de ruido u *outliers*, valores atípicos que provocan datos numéricamente distantes del resto, frecuentemente engañosos. En la Figura 2-15 (b) se observa cómo la presencia de *outliers* puede cambiar la localización del hiperplano de separación si la influencia de valores atípicos no está limitada. Se recomienda aplicar una regulación de los datos para limitar su influencia antes de aplicar el clasificador para obtener un hiperplano más fiable.



**Figura 2-15.** Clasificador lineal que maximiza el margen mínimo: en (a) se muestra el comportamiento óptimo y en (b) su comportamiento en presencia de un *outlier* [18].

Lineales	No Lineales			
	Estructura Fija	Estructura Modificable		
		Basados en Memoria	Combinaciones de No Linealidades Simples	Modelos Generativos
Análisis Discriminante Lineal (LDA)	Análisis Cuadrático Discriminante (QDA)	Algoritmo del Vecino más próximo	Redes Neuronales Artificiales (ANN)	Modelo de Mezclas Gaussianas
Perceptrón				
Regresión, regularización y adaptación	Análisis discriminante de regresión espectral de núcleo (SRKDA)	Máquinas de Soporte Vectorial (SVM)	Árbol de Decisión	Modelo Oculto de Markov (HMM)
		Regresión de Mínimos Cuadrados Parciales (PLS Regression)	Aprendizaje por Cuantificación Vectorial (LVQ)	

**Tabla 2-2.** Clasificación de los métodos más empleados para la clasificación de Características [8].

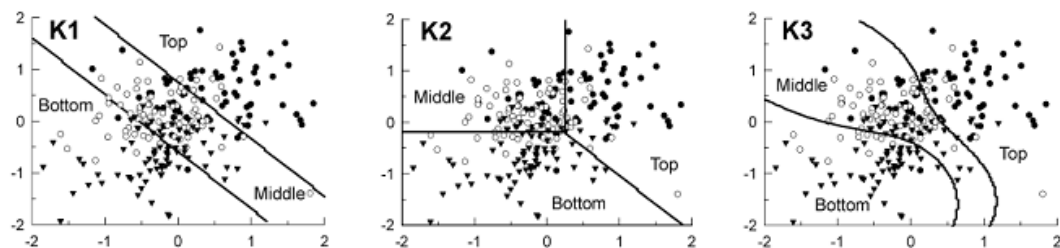
Los métodos no lineales son capaces de obtener precisiones mayores al tener en cuenta un mayor número de parámetros que los métodos lineales a cambio de requerir un mayor coste computacional [18].

El estudio de Fabiani et al [11] desarrolla un sistema BCI basado en el ritmo  $\mu$ . Se analizan tres métodos de clasificación diferentes, dos de tipo lineal (K1 y K2) y uno no lineal (K3). Se aplican sobre datos recogidos de cinco usuarios realizando selecciones entre tres opciones (arriba, centro y abajo). El clasificador K1 es una función lineal de 1D, K2 también es lineal, pero de 2D y K3 es una función no lineal de 1D. Se encuentran representados en la Figura 2-16 donde se aprecia cómo cada clasificador divide el espacio en tres regiones.

Los resultados obtenidos tras el análisis de los tres métodos llevan a la conclusión de que cuantas más características se tengan en cuenta se obtiene un mejor rendimiento. Esta mejora se aprecia más en K2 y K3. Además, el rendimiento de K2 y K3 es significativamente más alto que el de K1. Esto se debe a que K1 consiste en dos hiperplanos paralelos por lo que impone una fuerte restricción, mientras que K2 y K3 tienen más grados de libertad.

En aplicaciones BCI, donde se requiere procesado en tiempo real, generalmente se prefiere la simplicidad de los métodos lineales. Los métodos de clasificación no lineales son preferibles en el caso de que el número de muestras sea pequeño y la información sobre los datos sea limitada [18].

La etapa de traducción de características también debe considerar la adaptabilidad al usuario. Los clasificadores óptimos varían entre usuarios, es decir, el clasificador óptimo para un usuario normalmente no será el mismo que el clasificador óptimo para otro usuario distinto y, debido a esto, el sistema BCI debe cumplir una serie de requisitos repartidos en tres niveles [5].



**Figura 2-16.** Comparación de los hiperplanos de separación para los tres métodos de traducción de características: K1 es un método lineal de una dimensión, K2 es un método lineal de dos dimensiones y K3 es un método no lineal [11].

El primer nivel requiere adaptar las características de las señales a cada usuario, puesto que habrá diferencias significativas entre un usuario y otro, por ejemplo, la amplitud de los potenciales SCP o P300.

El segundo nivel requiere adaptar el clasificador a las variaciones que pueden sufrir las características obtenidas debido a factores como la motivación, la fatiga o la frustración, entre otros, del usuario dependiendo de la sesión.

Finalmente, el tercer nivel requiere mantener la precisión del clasificador a largo plazo, siendo capaz de detectar disminuciones en los niveles de atención del usuario, responder ante ellos y ofrecer una realimentación que lo motive para los próximos intentos. Para ello, existen una serie de clasificadores, habitualmente no lineales, que son capaces de “aprender” las características de la señal de cada usuario y adaptarse a ellas gracias a una serie de datos de entrenamiento. Entre ellos se encuentran las máquinas de soporte vectorial (SVM, *Support Vector Machines*) o las redes neuronales artificiales (ANN, *Artificial Neural Networks*), caracterizados por ser algoritmos muy rápidos una vez están entrenados, y adecuados para aplicaciones en tiempo-real.

### 2.4.3. Aplicación

Una vez que se ha traducido la característica de la señal y se ha transformado en una señal de control, será necesario implementar una aplicación que reciba esa señal de control y realice las acciones correspondientes. En la siguiente sección se muestran aplicaciones concretas que han sido realizadas con sistemas BCI.

## 2.5. APLICACIONES DE LOS SISTEMAS BCI

A pesar de que existen multitud de aplicaciones prácticas desarrolladas con sistemas BCI, la mayoría se basa en dos paradigmas sencillos: la selección de comandos o letras en una matriz, y el movimiento de un cursor. A continuación, introduciremos estos dos métodos, para justificar la elección hecha para la aplicación desarrollada en este trabajo.

### 2.5.1. Selección de letras

La aplicación de selección de letras es, probablemente, la más utilizada en los sistemas BCI. Un sinnúmero de aplicaciones más complejas utilizan técnicas de selección de letras, números o

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 2-17. Primera matriz que empleo el paradigma *oddball*, utilizada en el estudio de E. Donchin para el desarrollo de la aplicación "mental prosthesis" [17]

comandos para implementar alguna funcionalidad, ya sea con potenciales evocados P300, potenciales VEP o potenciales SCP.

### **Potenciales evocados P300**

Las aplicaciones de selección de letras, de aquí en adelante conocidas como *P3Speller*, números o comandos con potenciales evocados P300 se basan en la técnica *oddball* descrita anteriormente. Se presenta al usuario una matriz de, por ejemplo, 6x6 letras y números. Cada cierto tiempo, del orden de milisegundos, se ilumina una fila o columna de forma que, tras una ronda de un determinado número de iluminaciones, cada fila y columna se han iluminado al menos una vez y, por lo tanto, cada letra se ha iluminado al menos dos veces.

Cada vez que se ilumina la letra que el usuario quiere seleccionar, éste provoca la aparición de un potencial evocado P300. El número de intentos que serán necesarios para obtener buenas precisiones lo determinará el clasificador que se haya generado para cada usuario y la experiencia del mismo con estos sistemas. Normalmente diez intentos son suficientes para obtener una buena precisión en sujetos de control [19].

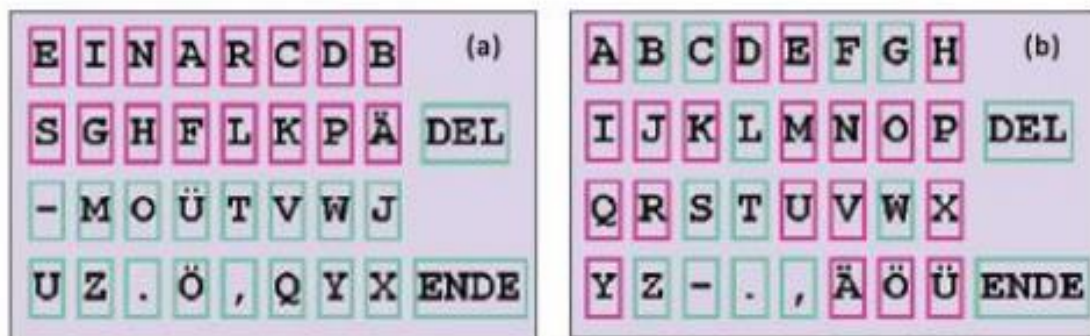
Fue el equipo de Emanuel Donchin quien diseñó este tipo de aplicaciones por primera vez en 1988. En la figura 2-17 se puede ver el esquema presentado por este equipo de la Universidad de Illinois [17].

### **Potenciales Evocados Visuales**

A continuación, se introduce una manera de seleccionar letras para mejorar la comunicación de personas con graves discapacidades utilizando como señal de control los potenciales VEP.

La interfaz de la aplicación presenta una matriz de letras, cuyas celdas se iluminan continuamente a distintas frecuencias. El usuario debe mirar fijamente a la celda que contiene la letra que desea escribir, generando un fenómeno de resonancia a la misma frecuencia a la que se ilumina la letra a seleccionar.

El sistema identifica los picos frecuenciales de ésta y sus armónicos, y determina hacia dónde está mirando el usuario. Si la matriz es demasiado grande como para utilizar todas las frecuencias disponibles, se pueden iluminar aleatoriamente subgrupos de letras, hasta que cada una de ellas se haya iluminado a una frecuencia diferente [5].



**Figura 2-18.** Selección de letras utilizando potenciales corticales lentos (SCP) con selecciones binarias: mitad de las mismas en magenta y la otra mitad en azul [20].

El utilizar una señal de control exógena tiene la ventaja de no requerir entrenamiento alguno. Sin embargo, sí es necesaria la capacidad de mantener la mirada fija en un punto.

### Potenciales Corticales Lentos

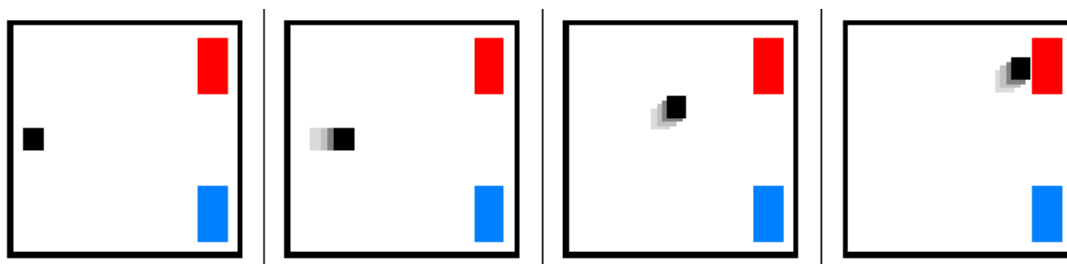
Los potenciales corticales lentos (SCP) únicamente pueden realizar selecciones binarias, de modo que la selección de letras se lleva a cabo dividiendo sucesivamente el alfabeto en dos partes: primero se elige una mitad, luego un cuarto, etcétera. Teniendo en cuenta que los potenciales corticales lentos se clasifican dentro de las señales de control endógenas, el usuario necesitará entrenamiento para poder seleccionar las letras adecuadamente. En la Figura 2-18 se puede observar la solución de Bensch *et al* [20].

### 2.5.2. Movimiento de un cursor

El objetivo de esta aplicación será el de aprovechar el control de movimiento de un cursor para seleccionar botones, navegar por menús o moverse dentro de algún videojuego.

### Potenciales Corticales Lentos

Como se ha comentado anteriormente, los potenciales SCP sólo permiten selecciones binarias, por lo que solo podremos controlar el cursor en 1D. Una aplicación utilizando potenciales corticales lentos se basa en mostrar por pantalla un cursor que se desplace horizontalmente a velocidad constante. Un sistema de este tipo es el implementado por Yun-gong LI *et al* en [21].



**Figura 2-19.** Control del movimiento de un cursor verticalmente mediante potenciales corticales lentos para seleccionar entre dos opciones [21].



Figura 2-20. Control del movimiento en videojuegos mediante ritmos sensoriomotores  $\mu$  y  $\beta$  [22].

### **Ritmos Sensoriomotores (SMR)**

A diferencia de los cursores controlados mediante potenciales corticales lentos, los ritmos sensoriomotores pueden llegar a controlar un cursor en dos dimensiones con el suficiente entrenamiento. En este caso, las señales de control de las dimensiones serán las componentes ERP y ERS de estos ritmos. De esta manera, se pueden controlar menús complejos, aplicarse al control de prótesis, al movimiento de sillas de ruedas o el movimiento en videojuegos, tal y como se muestra en la Figura 2-20 [22].

## **2.6. APLICACIONES MÓVILES BASADAS EN BCI**

En esta sección nos aproximaremos al objetivo final que es el desarrollo de una aplicación Android para controlar un Smartphone mediante BCI. Aquí se detallan algunos de los sistemas BCI implementados en plataformas móviles, los cuales servirán de base para el desarrollo de la aplicación.

En este punto se hará una revisión de sistemas BCI implementados en plataformas móviles publicados en artículos científicos hasta la fecha. Es un campo en expansión con muchas aplicaciones prácticas, de modo que la variedad de artículos es significativa.

### **2.6.1. Yu-Te Wang et al: “A cell-phone-based brain-Computer interface for communication in daily life” [23]**

El objetivo de los autores del artículo era crear un sistema de comunicación mediante BCI que fuera portátil y útil en la vida real, integrando la tecnología móvil con un sistema de EEG inalámbrico para hacer llamadas telefónicas con el terminal.

El diagrama de bloques propuesto por Yu-Te Wang *et al* se muestra en la figura 2-21.

#### **Diseño del Hardware**

La pantalla estimuladora consiste en una LCD de 21 pulgadas que mostrara una matriz con los números 0-9, tecla ENTER y retorno de carro. Para la estimulación se utiliza un esquema básico basado en SSVEP entre 9 y 11,75 Hz con espaciado de 0,25 Hz. La señal se recoge en un casco

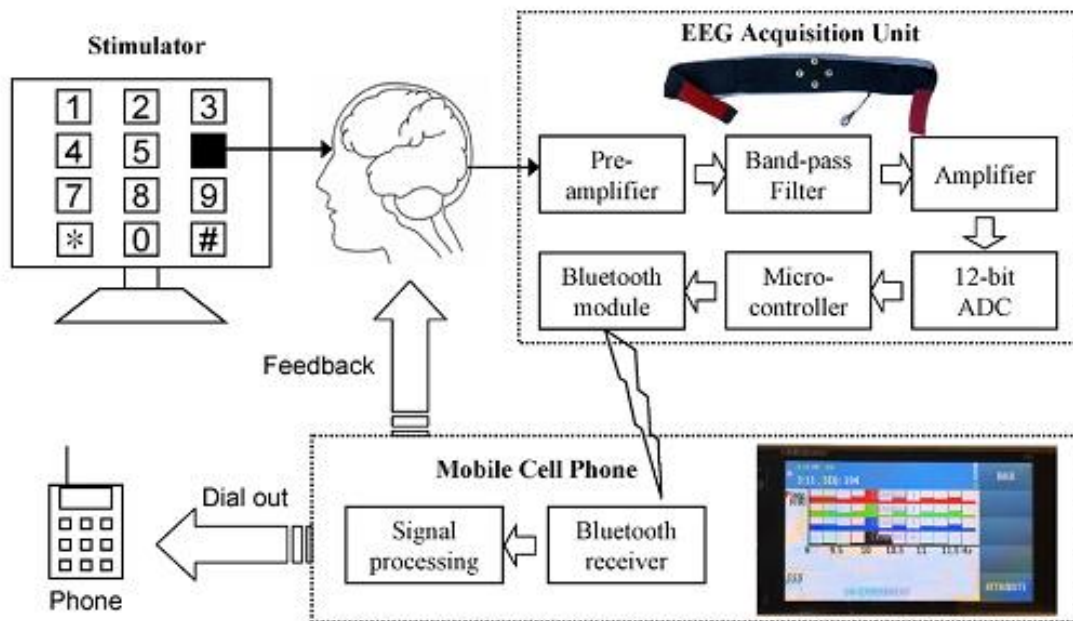


Figura 2-21. Arquitectura empleada por Yu-Te Wang *et al* en su artículo [23].

EEG de cuatro canales y es amplificada y convertida al dominio digital. Posteriormente se envía la información mediante un módulo de Bluetooth al terminal móvil para su procesado, tras el cual se seleccionará un comando.

**Procesado de señal**

Se realiza en un Nokia N97 con sistema operativo Symbian S60. Se muestra la señal EEG en la pantalla del terminal, se aplica un filtro paso-banda digital y se estima la frecuencia principal mediante FFT (Fast Fourier Transform) o CCA (Canonical Correlation Analysis). Una vez estimada, se selecciona el comando y se realimenta al usuario con la nueva información (aparece el comando seleccionado en la parte de debajo de la pantalla y se reproduce la palabra que lo describe) para la selección de un nuevo comando o la finalización de la aplicación

**Experimento, resultados y conclusiones**

Se probó el sistema en 10 sujetos, diferenciando entre detección por FFT o CCA. El experimento consistía en marcar el número 1234567890 seguido de la tecla ENTER para llamar, tanto en detección por FFT como por CCA. Las tablas 2-3 y 2-4 resumen los resultados obtenidos:

Se observa que la ITR (bits/min) alcanzada por la FFT es menor que con el método de detección CCA. La implementación del sistema ha sido por tanto un éxito, alcanzando valores de efectividad similares a los alcanzados en otros estudios similares con procesado de señal en PC.



Subject	Input length	Time (s)	Accuracy (%)	ITR (bits min <sup>-1</sup> )
s1	11	72	100	32.86
s2	11	72	100	32.86
s3	19	164	78.9	14.67
s4	11	73	100	32.4
s5	17	131	82.4	17.6
s6	11	67	100	35.31
s7	11	72	100	32.86
s8	13	93	92.3	20.41
s9	11	79	100	29.95
s10	11	66	100	35.85
Mean	12.6	88.9	95.9	28.47

**Tabla 2-3.** Tabla resumen de los resultados basados en FFT [23]

Subject	Online CCA	Online FFT	Offline FFT	Putative ITR from offline FFT			
				Ch1	Ch2	Ch3	Ch4
s1	44.79	32.86	36.68	<b>36.68</b>	33.58	32.48	29.77
s2	46.25	32.86	26.49	<b>26.49</b>	10.51	5.91	9.29
s6	49.05	35.31	19.43	<b>19.43</b>	3.03	3.15	1.92
s10	43.18	35.85	15.24	2.2	8.46	<b>15.24</b>	4.21
Mean	45.82	34.22	24.46	21.2	13.9	14.2	11.3

**Tabla 2-4.** Tabla resumen de los resultados basados en CCCA [23].

### 2.6.2. Yu Zhou et al: “A Novel Platform of Brain Computer Interface Based on Android” [24]

Los autores de este artículo proponen una arquitectura que sirva de plataforma para controlar una aplicación basada en imagen motora (*motor imagery*), que utiliza potenciales corticales lentos (SCP) como señal de control. La aplicación es instalada en un dispositivo Android y podría consistir, por ejemplo, en un juego de carreras de coches. El esquema utilizado se describe en la figura 2-22.

#### Extracción de la señal

Las señales cerebrales se recogen mediante EEG y son preprocesadas. Se aplica una amplificación con factor 10.000. A continuación, se realiza un filtrado paso-bajo en la banda 0.5-100 Hz con rechazo en la banda de 50 Hz para evitar interferencias con la banda de la red eléctrica. Por último, se realiza una conversión analógico-digital, almacenando la señal en un *array* de dos dimensiones.

#### Procesado en PC

La señal se envía a un PC mediante servicio web, donde se procesa con Matlab para extraer el comando seleccionado por el usuario. La información en aplicaciones de imagen motora se concentra en la banda de 8-30 Hz.

El procesado se realiza en dos etapas, extracción de características y traducción de esas características en comandos que la aplicación pueda entender. La extracción de características se hace mediante el algoritmo de máxima entropía, un estimador eficiente para señales EEG. Una vez detectada la selección del usuario se manda el comando correspondiente a la aplicación.



Figura 2-22. Esquema utilizado en la propuesta de Yo Zhou [24]

### Aplicación

La aplicación ejecuta la orden que recibe y realimenta al usuario con la nueva información disponible resultado de la ejecución del comando. En concreto, los autores probaron el sistema con una aplicación con 3 comandos: derecha, izquierda y no-movimiento. Los resultados mostraron una tasa de 10 bits/s con un acierto entre el 70 y el 75%.

#### 2.6.3. Scott Vernon and Sanjay S. Joshi: “Brain–Muscle–Computer Interface: Mobile-Phone Prototype Development and Testing” [25]

El artículo trata sobre el desarrollo de un sistema para personas con grave discapacidad, por ejemplo, con afectación de la medula espinal a cualquier altura, para el control de diversos dispositivos de la vida diaria. En este caso, no se utilizan señales cerebrales, sino que aprovecha los potenciales que aparecen durante el movimiento de un músculo para predecir las intenciones del usuario. La señal se recoge mediante EMG, situando los electrodos sobre la superficie más cercana al músculo elegido para el control del sistema.

Basándose en anteriores investigaciones del equipo que redacta el artículo, se aprovechará la capacidad de las personas de producir potencia de señal en dos bandas diferentes de frecuencia al mover un músculo, por lo que tendremos dos canales de información. El sistema consta de dos modos, según sea usado para posicionar un cursor 1D o 2D de una o dos coordenadas respectivamente, variando estas según la potencia de cada una de las dos bandas de frecuencia. La posición de este cursor en una pantalla determinará la acción a realizar.

La elección del músculo de control debe ser inteligente, siendo uno no utilizado normalmente el candidato ideal. Una posibilidad es el músculo auricular superior (en la parte de arriba de la oreja), el cual no se suele utilizar. Muchas personas requieren de entrenamiento para controlarlo correctamente.

Posteriormente la señal se enviará a un Smartphone para su procesado. Una vez extraídas las características de la señal de entrada y después de haber sido traducidas al comando correspondiente, este se comunicará por Bluetooth con el dispositivo que se quiere controlar.

### **Arquitectura del hardware**

El esquema usado para la adquisición y el procesado de la señal se muestra en la figura 2-23. El equipo utilizado en el desarrollo del sistema consiste en un módulo de adquisición de datos Motion Lab Systems Z03-000, que es un sensor sEMG que tiene un CMRR (rechazo al modo común) mayor a 100 dB en la banda de 65 Hz y una ganancia de 300dB, y un teléfono HTC Dream con sistema operativo Android.

La salida del módulo de adquisición es analógica, por lo que se convierte al dominio digital en el mismo teléfono utilizando la entrada de audio, la cual dispone de un convertidor ADC que nos permitirá analizar la señal posteriormente. La frecuencia de muestreo es de 8000 Hz, la única disponible, aunque mediante diezmado se consigue una frecuencia equivalente de 4000 Hz.

Mediante el procesado de la señal de entrada, se determinará un comando. Este será enviado posteriormente mediante Bluetooth al aparato que queramos controlar. En el caso de este experimento se utilizó una televisión moderna.

### **Procesado de señal**

Como se ha comentado, el sistema se basará en el control de un cursor 1D o 2D que se desplaza por la pantalla del teléfono para seleccionar la acción que queremos realizar.

En el modo 1D no se diferencia entre bandas de frecuencia, siendo el control del cursor directamente proporcional a la intensidad de la contracción del músculo.

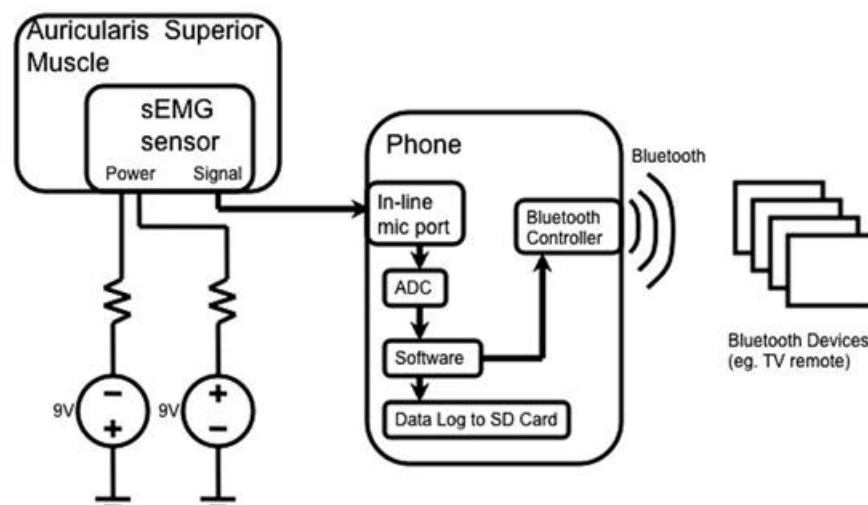


Figura 2-23. Arquitectura del sistema [25]

En el modo 2D se definen dos bandas de frecuencia, la banda 1 [20-40] Hz y la banda 2 [60-80] Hz, que constituirán los dos canales de información necesarios para el control del cursor. Dependiendo de la potencia que el sujeto genere en cada una de las bandas (calculada mediante el teorema de Parseval en intervalos de 0.25 segundos), la posición se modificará de acuerdo a las ecuaciones (2.1) y (2.2).

$$X_{POS} = \frac{1}{Effort_X} \left[ 1.75 \left( \frac{PowerBand_1}{MaxPowerBand_1} \right) - 0.75 \left( \frac{PowerBand_2}{MaxPowerBand_2} \right) \right] \quad (2.1)$$

$$Y_{POS} = \frac{1}{Effort_Y} \left[ -0.75 \left( \frac{PowerBand_1}{MaxPowerBand_1} \right) + 1.75 \left( \frac{PowerBand_2}{MaxPowerBand_2} \right) \right] \quad (2.2)$$

Para mejorar la experiencia de usuario, dado que el tiempo de refresco de la pantalla utilizada son 30 Hz y la frecuencia de cálculo de una nueva posición del cursor son 4 Hz, se diseñó un sistema que desplazaba el cursor de manera continua entre dos posiciones consecutivas.

**Interfaces de usuario**

El sistema dispone de un modo de calibración que lo adapta a la habilidad única de cada sujeto para controlar un músculo en concreto. Este se iniciará al encender el sistema. Se incluye también, además de los modos para el control del sistema 1D y 2D, un modo de aprendizaje, ya que el correcto manejo del sistema requiere de un cierto entrenamiento en el correcto control del músculo elegido. La interfaz gráfica para el modo 1D (izquierda) y 2D (derecha) se muestra en la figura 2-24.

En el caso de 1D el comando el cursor se mueve por los comandos de manera vertical mientras el sujeto mantenga la contracción. Para ejecutar el comando seleccionado, se deberá relajar el músculo. El caso del cursor 2D es más complicado y para seleccionar el comando se deberá realizar un círculo alrededor de él. Posteriormente se deberá relajar el músculo para ejecutarlo y confirmar la selección. Se recomienda manejar el cursor 1D perfectamente antes de aprender el manejo de la opción 2D.

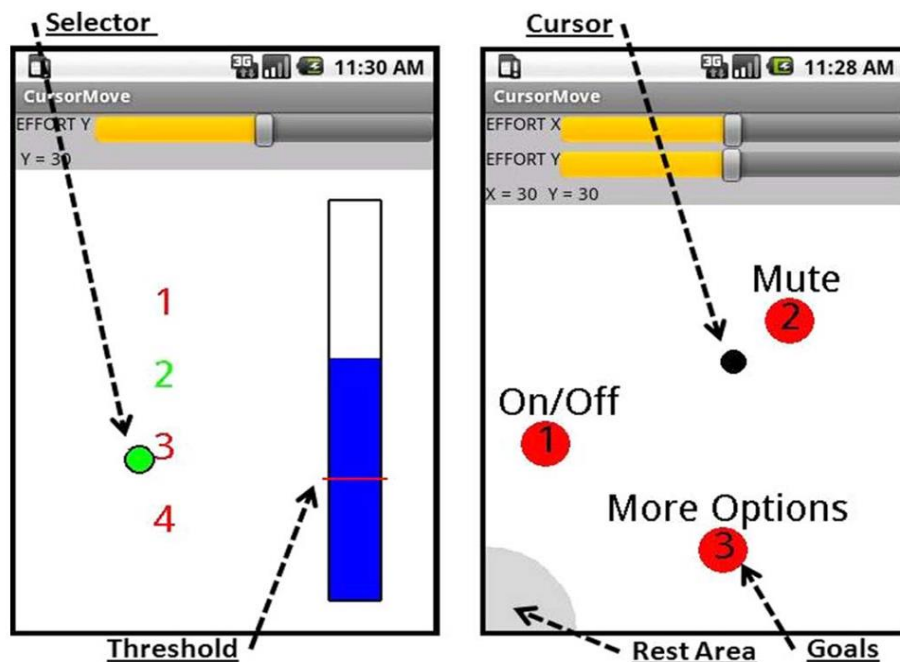


Figura 2-24. Interfaces para 1D (izquierda) y 2D (derecha) [25]

	Target	Hit Rates %	Avg. Time to Target (s)	STDEV (s)	Successful Contractions Averaged
EV1	1	100	4.40	0.3	20
	2	100	6.47	2.21	17
	3	100	7.83	2.04	21
	4	100	8.60	1.34	19
EV2	1	100	4.15	0.3	12
	2	100	5.77	0.33	19
	3	100	7.37	0.36	18
	4	100	8.85	0.37	19

Hit rates and average time-to-target for the successful contractions for each of the randomly presented targets achieved by subject.

Tabla 2-5. Resumen de resultados para el modo 1D [25]

	Target	Hit Rates %	Avg. Time to Target (s)	STDEV (s)	Successful Contractions Averaged	Average Number of Targets Hit
EV1	1	70.00	6.12	10.77	21	1.76
	2	79.49	6.49	10.56	31	1.65
	3	59.52	9.47	7.72	25	2.16
EV2	1	76.74	2.42	2.27	33	1.39
	2	95.45	4.47	3.17	42	2.24
	3	85.37	3.47	3.94	35	2.29

Hit rates and average time-to-target for the successful contractions for each of the randomly presented targets achieved by subject.

Tabla 2-6. Resumen de resultados para el modo 2D [25]

### **Resultados del experimento**

El sistema fue probado en un sujeto de 26 años con avanzado estado de parálisis, con experiencia en anteriores experimentos del equipo, basados en el manejo de un cursor mediante EMG. Los resultados de los experimentos diseñados se muestran en las tablas 2-5 y 2-6.

#### 2.6.4. Amr S. Elsaywy and Seif Eldawlatly “P300-based Applications for Interacting with Smart Mobile Devices” [26]

Este artículo trata sobre el desarrollo de dos aplicaciones para móviles con sistema operativo Android, controladas por BCI, que permiten al usuario interactuar con el terminal. La primera de las aplicaciones, llamada RunApp, permite abrir cualquier aplicación instalada en el terminal. La segunda se llama ImgView y permite la visualización de fotos guardadas en el teléfono.

El clasificador utilizado se basa en el método de análisis de componente principal (PCA, *Principal Component Analysis*), que se caracteriza por un bajo coste computacional, con un nivel

aceptable de acierto en la extracción de características. Para la parte de traducción y clasificación se utiliza la técnica del discriminante lineal de Fisher.

En la recogida de señales EEG se ha utilizado el casco desarrollado por la empresa Emotiv llamado EPOC que es inalámbrico y viene con herramientas para la conexión directa con el terminal móvil.

### **Diseño de la aplicación RunApp (Figura 2-25 a)**

Se diseñó una matriz con los iconos de las aplicaciones instaladas en el terminal. Esta tiene un tamaño de 4 x 4 y se actualiza automáticamente. Si hubiera más de 15 aplicaciones, se dispone de un botón “siguiente” que nos mostrará en la matriz las siguientes 15 aplicaciones.

Para la selección de la aplicación se utiliza el paradigma de iluminación de columnas y filas.

### **Diseño de la aplicación ImgView (Figura 2-25 b)**

Dispone de un área de visualización, donde se muestra la foto, y una matriz de selección de comandos, donde podemos ejecutar una acción, como pasar a la siguiente, hacer zoom, rotarla, etc. La matriz es de 3 x 3, pudiendo albergar así hasta 9 opciones de control.

### **Métodos y resultados del experimento**

Las aplicaciones fueron probadas en 6 sujetos sanos. La adquisición de datos se hizo con el casco inalámbrico Emotiv EPOC, que cuenta con 14 electrodos y se conecta directamente al móvil como se muestra en la figura 2-26. Se fijó además un número máximo de 10 iluminaciones para reducir el tiempo de manejo de las aplicaciones.

Se incluyó también un modo de aprendizaje para cada una de las aplicaciones, en el que los usuarios pudieran practicar y aprender a usarlas.

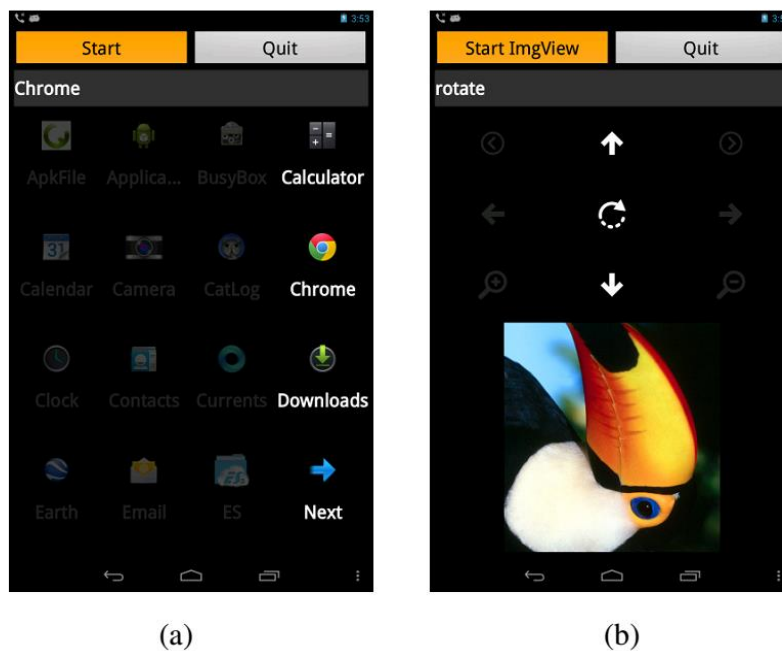


Figura 2-25. Interfaces de RunApp (a) y de ImgView (b) [26]



Figura 2-26. Esquema propuesto por el equipo [26]

El experimento consistió en una sesión de entrenamiento seleccionando 20 símbolos en el laboratorio, y un test online seleccionando 12 símbolos para cada aplicación.

En la figura 2-27 se muestran los resultados de la sesión de laboratorio. El acierto máximo es de un 93,33% para el sujeto 5, mientras que el acierto medio es de un 66,3%. La falta de acierto de algunos sujetos se explica en su falta de experiencia en sistemas BCI basados en P300 y en la falta de concentración durante el experimento.

En los test online, en un ambiente más propicio y con menos distracciones, el porcentaje de acierto aumentó notablemente como podemos ver en la figura 2-28 (alcanzando una media de 79,17% para la aplicación RunnApp y 87,5% para ImgView).

La diferencia entre aplicaciones se explica por la mayor cantidad de opciones de RunApp, reduciendo el tamaño de cada símbolo seleccionable.

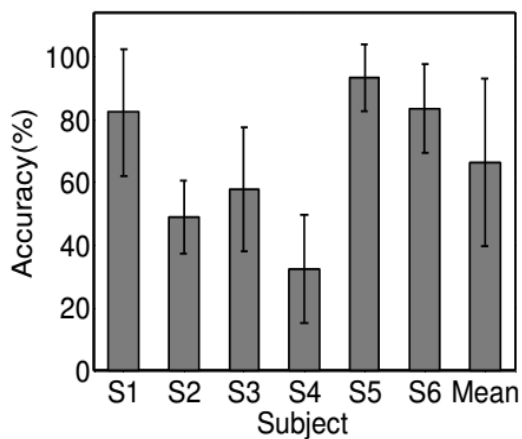


Figura 2-27. Resultados sesión laboratorio [26]

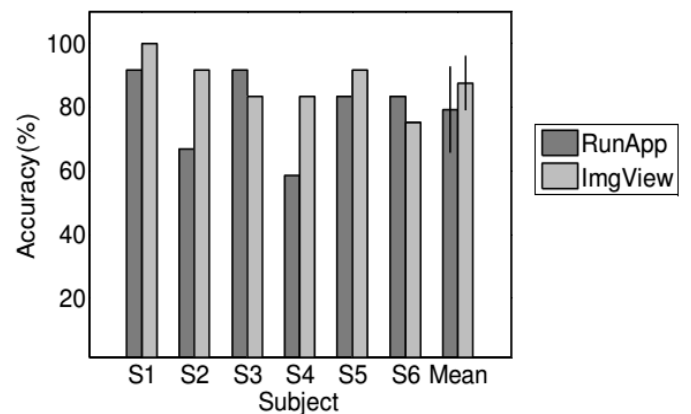


Figura 2-28. Resultados sesión online [26].





# CAPÍTULO 3

## ANÁLISIS DE LOS POTENCIALES EVOCADOS P300

### 3.1. ADQUISICIÓN DE LOS POTENCIALES EVOCADOS P300

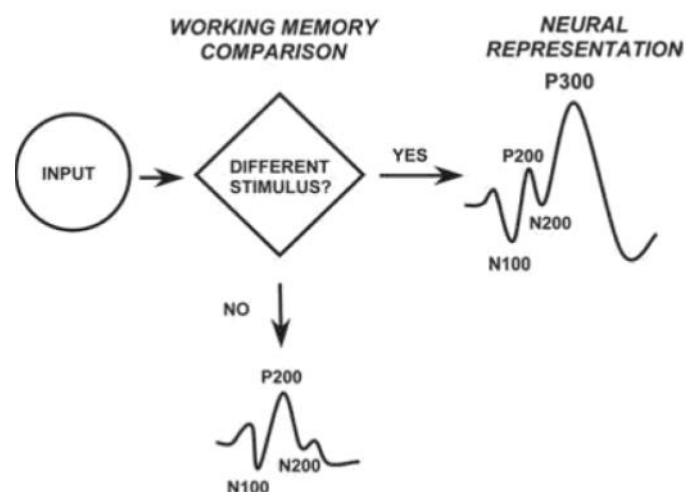
Como se introdujo en el anterior capítulo, el potencial P300 se corresponde con una deflexión positiva de voltaje detectada mediante EEG en los instantes posteriores a un estímulo inesperado.

Los P300 forman parte de un amplio grupo de potenciales llamados potenciales relacionados con eventos (ERPs, *Event-Related Potentials*) y fueron descubiertos por *Sutton et al* en 1965 como resultado de la confluencia de investigaciones de la teoría de la información y la neurofisiología [27]. El nombre es debido a la latencia del P300, que aparece 300 ms después del estímulo [28].

Para reproducirlo artificialmente, se recurre al paradigma *oddball*, introducido en el anterior capítulo. Este paradigma consiste en presentar una serie de estímulos objetivo de forma infrecuente camuflados sobre un fondo de estímulos no deseados mucho más frecuentes. Está demostrado que, a menor probabilidad de evento, mayor será el potencial P300 generado. La figura 3-1 ilustra el funcionamiento ideal del paradigma *oddball* para la producción de potenciales P300 [27].

El P300 se localiza en torno a la zona centro-parietal del córtex (Fz, Cz y Pz), y su amplitud se encuentra en torno a los 10 $\mu$ V. Esta amplitud es la diferencia del voltaje entre la media de la señal EEG antes del estímulo y la amplitud máxima del P300 [27].

A pesar de la aparente sencillez de la obtención de este ERP, aún no sabemos la verdadera causa que provoca el P300. La teoría más aceptada es la actualización del del usuario contexto (*Context-Updating*, *Donchin et al*, 1986). Esta teoría afirma que el P300 es el resultado de la actividad neuronal que corresponde a una modificación en el entorno del usuario y la



**Figura 3-1.** Ilustración esquemática del contexto de aparición de un potencial P300. Si el estímulo recibido por el sujeto no es diferente del anterior, sólo se producen los potenciales evocados sensoriales (N100, P200, N200) [27]

correspondiente actualización de la información para preparar una posible respuesta relacionada con los eventos almacenados en nuestra memoria de corto plazo, que contiene la información sobre la tarea que desempeñamos en un momento determinado.

La amplitud del P300 ha demostrado ser sensible a la habituación y deshabituación, lo que hace suponer que este ERP implica operaciones relacionadas con la memoria, así como también de la atención que el usuario está prestando al estímulo [27]. La teoría de la actualización de contexto fue postulada tras la observación de los cambios que producía en la amplitud la manipulación de la probabilidad del estímulo-objetivo del P300.

### 3.1.1. Detección y componentes del P300

Numerosos estudios han tratado de caracterizar este potencial y de establecer las pautas óptimas para su obtención. Se ha declarado que la utilización de filtros paso-alto para eliminar las variaciones lentas de la señal influye en la forma del potencial, siendo conveniente aplicar un filtro a partir de 0.1Hz (frecuencias de corte mayores distorsionarían la forma de la señal).

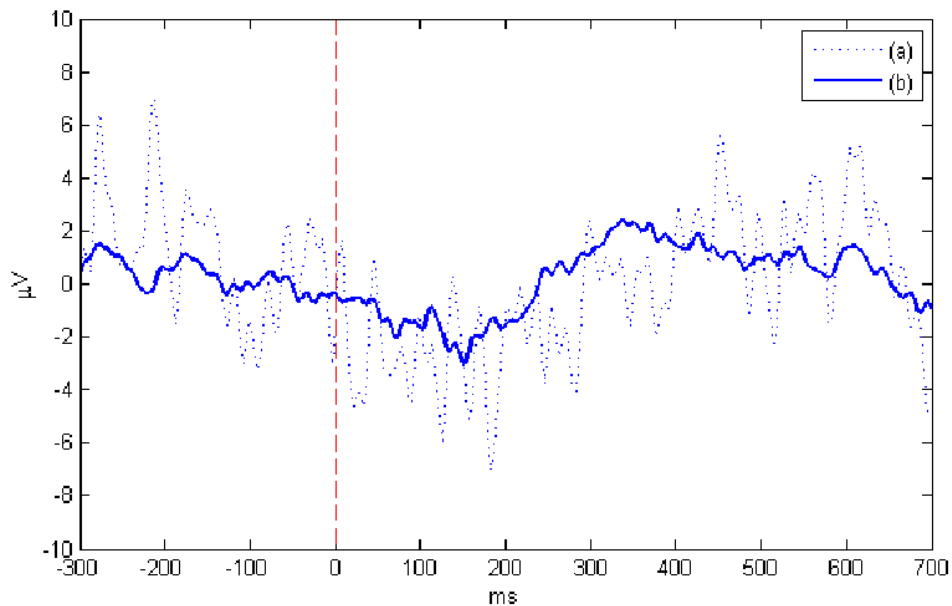
La respuesta de los potenciales P300 es pequeña y aparece superpuesta con la actividad EEG de fondo, así como con ruido y debido a ello, una respuesta individual no suele ser reconocible. No obstante, resulta fundamental poder distinguir la actividad evocada por el estímulo de la actividad EEG de fondo.

En este sentido conviene mencionar que la señal P300 está solapada en frecuencia con el contenido espectral del EEG de fondo, por lo que no es posible aplicar un filtrado en frecuencia para aislar la respuesta evocada. Como alternativa, comúnmente se realiza un filtrado en el dominio del tiempo aprovechando la relación temporal, repetitiva a lo largo de las diferentes épocas de la señal obtenida, entre la aparición del estímulo y la actividad evocada, típicamente a 300ms desde la presentación del estímulo. Este filtrado temporal se conoce como promediado sincronizado, y consiste en promediar todas las épocas de la señal estableciendo como referencia el punto en el que se ha generado el estímulo que produce el potencial P300 [29]. En la Figura 3-2 se observa el resultado de promediar la señal a la hora de detectar los potenciales P300.

Durante la adquisición de la señal, la eliminación de artefactos y, en concreto, la eliminación movimiento ocular, es una etapa muy importante a la hora de analizar la señal. Para eliminar el movimiento ocular y los pestañeos producidos por el usuario que degradan los potenciales P300 se pueden utilizar dos enfoques distintos, explicados a continuación [28].

El primero se basa en rechazar las épocas donde se hayan producido movimientos oculares o pestañeos. Para ello se monitoriza el EOG posicionando electrodos cerca de los ojos (típicamente encima y debajo de ellos) y se rechaza cada época si la señal EOG supera cierto umbral (por ejemplo  $\pm 100 \mu\text{V}$ ). Este enfoque posee dos inconvenientes principales: el primero reside en que rechazar épocas de la señal disminuye la eficiencia del registro (en el peor caso posible todas las épocas serían rechazadas) y, por tanto, se recomienda a los sujetos no mover los ojos o pestañear mientras se realizan las pruebas; esto conduce al segundo inconveniente, puesto que recomendar a los sujetos no producir movimientos oculares cambia la naturaleza de la prueba causando que los sujetos dividan su atención entre sus ojos y el estímulo, produciendo un cambio en la forma del potencial P300.

El segundo enfoque se basa en sustraer la señal EOG del EEG. Para ello se suelen emplear filtros adaptativos, los cuales requieren una señal de referencia fuertemente correlada con el ruido o

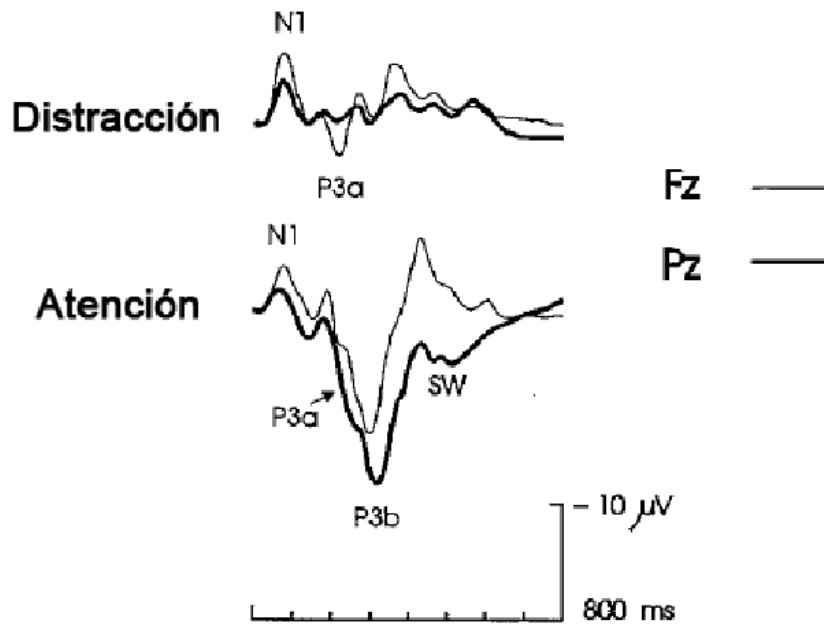


**Figura 3-2.** Potencial evocado P300 recogido en el electrodo Pz y generado con un *oddball* auditivo donde el usuario debía detectar tonos objetivos con probabilidad de ocurrencia de 0,2. La curva punteada (a) se corresponde con la primera época registrada y la curva (b) se corresponde con un promediado sincronizado de 90 épocas, permitiendo distinguir el potencial. La línea roja rayada indica el momento en el que se presentó el estímulo [28].

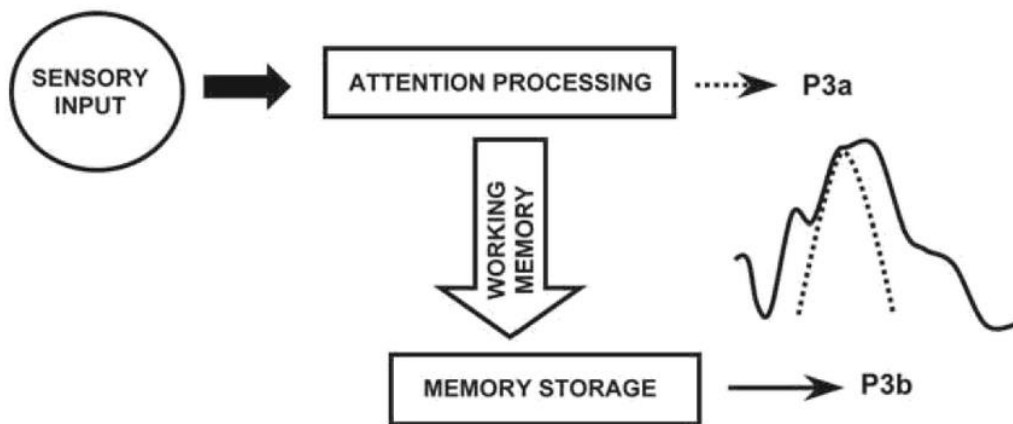
artefacto que se desea eliminar (en este caso sería la señal EOG extraída con los electrodos situados en torno al ojo). Desafortunadamente esta extracción no es perfecta y puede eliminar ciertas porciones de la señal EEG recogida en los electrodos frontales, más cercanos a los ojos.

La detección de los potenciales evocados P300 se lleva a cabo encontrando los picos de amplitud que se elevan de la actividad basal, los cuales se encuentran retrasados 200 o más milisegundos respecto a la estimulación. Esta detección se realiza en un solo electrodo, típicamente Cz o Pz, y la latencia del P300 varía de un electrodo a otro, alcanzando el valor mínimo en los electrodos situados en la zona frontal del córtex [28]. Sin embargo, esta manera de tratar a los potenciales P300 no tiene en cuenta la posibilidad de que éstos estén conformados por múltiples procesos generados en distintas localizaciones. Un estudio más detallado del potencial P300 revela que éste está compuesto de tres ondas positivas superpuestas e independientes: P3a con un máximo en torno a 250 ms, P3b con un máximo en torno a 350 ms y una onda lenta (*SW*, *Slow Wave*). Estas componentes se observan en la figura 3-3 [30].

La figura 3-4 presenta un modelo neurofisiológico para las señales P3a y P3b basado diversos estudios [27]. Estos resultados pueden explicar los orígenes de las ondas componentes del P300. La onda P3a es producida en la zona frontal del córtex al procesarse el estímulo. Si el sujeto está atento al estímulo y este tiene que ver con la tarea actual, activa la región de la memoria temporal y se producen la onda P3b, en la zona parietal, y la onda lenta.



**Figura 3-3.** Componentes del potencial evocado P300 en dos localizaciones distintas: Fz y Pz. En la gráfica superior aparece la respuesta cuando el sujeto no atiende al estímulo, donde se observa que la onda P3a sigue apareciendo. En la gráfica inferior, por el contrario, aparece la respuesta cuando el sujeto atiende al estímulo, generando las tres componentes principales: P3a, P3b y *slow wave*. [28]



**Figura 3-4.** Modelo esquemático de la actividad cognitiva del P300 [27].

Aunque las tres componentes varían de la misma manera con la probabilidad de estímulo (aumentando su amplitud a medida que el objetivo se hace más improbable), son sensibles a la información obtenida sobre el estímulo en cuestión: la onda P3a no se ve muy afectada si el sujeto no está atendiendo al estímulo, mientras que la onda P3b y la onda lenta aumentan su amplitud si el sujeto pone atención, tal y como se puede observar, de nuevo, en la Figura 3-3. Si fuese necesario identificar las tres componentes por separado se podría realizar un PCA (*Principal Component Analysis*, o Análisis de Componentes Principales).

### 3.1.2. Factores que afectan al P300

En esta sección se analizarán los principales factores que afectan a la amplitud y la latencia del potencial P300, características de especial importancia en la detección del mismo para aplicarlo en sistemas BCI.

#### ***Factores psicológicos***

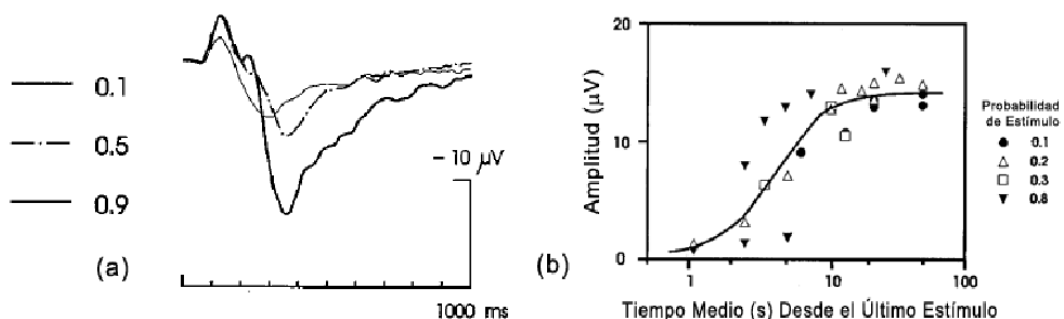
Dentro de los aspectos psicológicos del sujeto cobran importancia, como ya se ha dicho en varias ocasiones, la atención del sujeto y la probabilidad de que ocurra el estímulo que generará el P300. Numerosos estudios han demostrado que la amplitud del potencial P300 aumenta de manera significativa cuando el usuario aumenta su nivel de atención y cuanto menor sea la probabilidad de aparición del estímulo objetivo. En la Figura 3-5 (a) se muestra el efecto de la probabilidad del estímulo en el P300.

Además, los efectos de la probabilidad del estímulo ocurren independientemente del conocimiento sobre ellos del sujeto. Si se modifica la probabilidad del estímulo durante un experimento y el usuario no es consciente de ello, la amplitud del potencial P300 cambia igualmente [28].

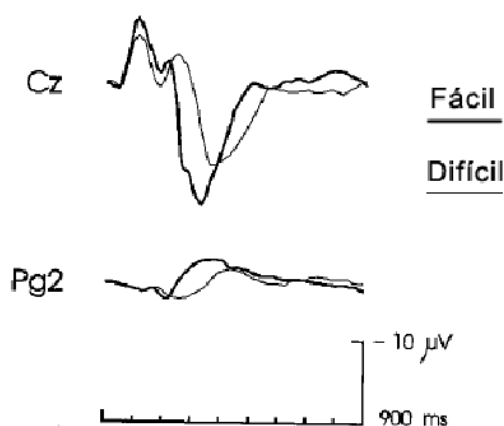
Aunque esté fuertemente correlado con la probabilidad de estímulo, otro aspecto importante es la probabilidad temporal, es decir, el tiempo que pasa entre la aparición de un estímulo objetivo y el siguiente. Se ha demostrado que cuanto mayor sea este tiempo, mayor será la amplitud obtenida en el potencial evocado P300, tal y como muestra la Figura 3-5 (b). Sin embargo, la amplitud es independiente de la secuencia de estímulos seguida en el experimento.

También influye la dificultad de la tarea en la forma del P300 obtenido. Cuando discriminar el estímulo objetivo del resto de estímulos se convierte en una tarea ardua, la amplitud del potencial P300 disminuye y su latencia aumenta, tal y como se puede observar en la Figura 3-6.

La disminución de amplitud es producida por una reducción de la confianza del usuario. La amplitud es mayor cuando éste se encuentra confiado porque la tarea es sencilla, sin embargo, al incrementarse la dificultad de la tarea la confianza en sí mismo disminuye, causando que la amplitud del potencial P300 caiga. No obstante, si la tarea se vuelve demasiado sencilla, la amplitud puede disminuir también, puesto que el usuario no dedicará toda su atención [28].



**Figura 3-5.** Variación de la forma del P300 para el electrodo Pz en función de la probabilidad de estímulo y la probabilidad temporal [28].



**Figura 3-6.** Potenciales evocados P300 recogidos en el vértex (Cz) y en un electrodo nasofaríngeo (Pg2) según la dificultad de discriminación de los estímulos objetivos [28].

### **Edad de los sujetos**

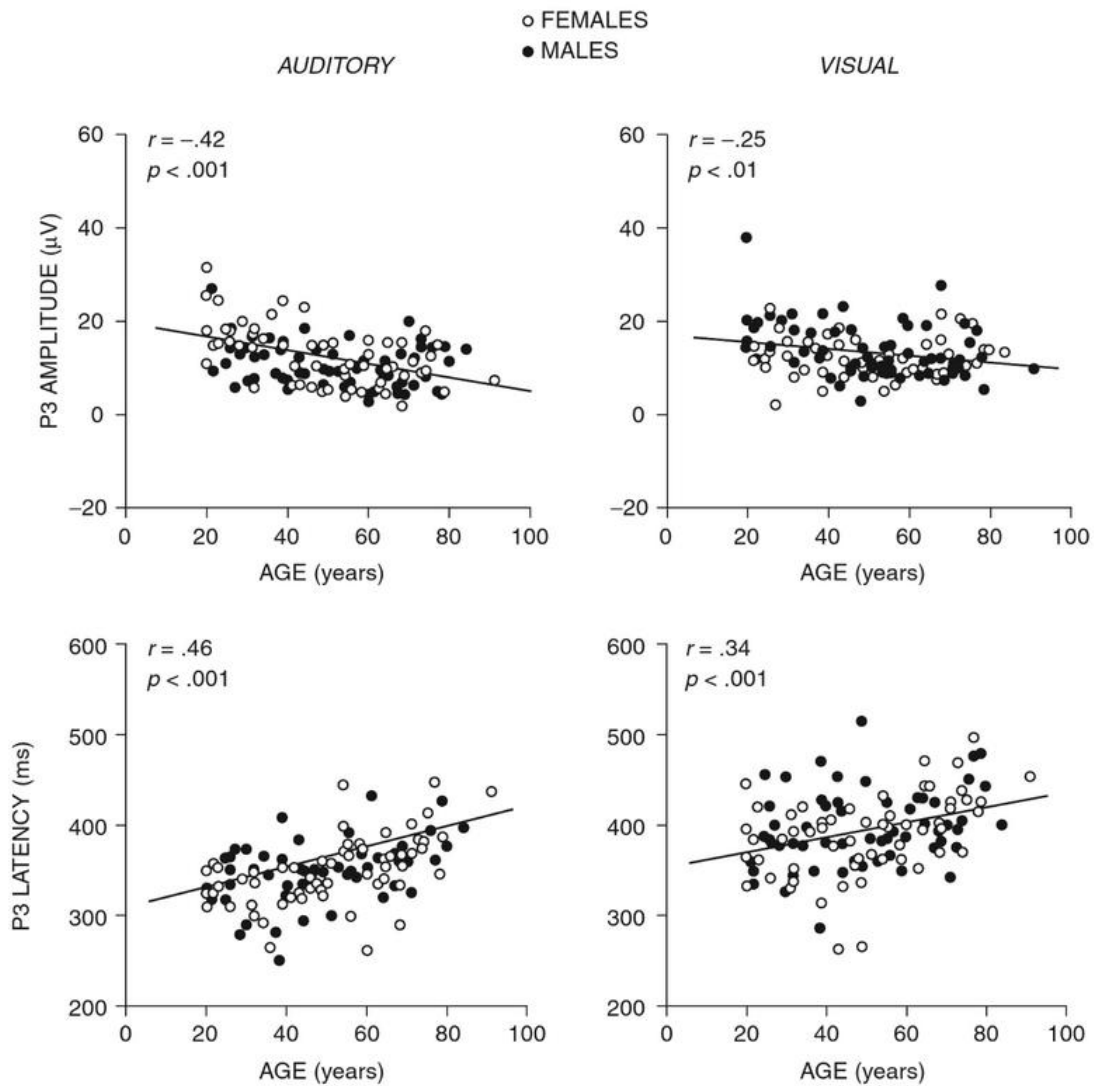
Se ha demostrado que tanto la amplitud como la latencia del P300 se ven afectadas de manera lineal con la edad. En la etapa adulta, partir de los 20 años aproximadamente, la latencia aumenta una media de 1.3 ms por año con una desviación estándar de 31 ms mientras que la amplitud decrece. El comportamiento de estas dos características del P300 podemos observarlo en la figura 3-7 [27].

Sin embargo, el comportamiento del potencial P300 varía de forma distinta para los niños (entre 5 y 20 años) que para los adultos. Determinar el comportamiento del potencial P300 en niños es complicado debido al gran número de artefactos que presentan y a que normalmente no son capaces de mantener constante su atención, por lo que existen menos estudios.

El potencial evocado P300 para los niños se solapa con otra onda negativa producida en la zona frontocentral del córtex, más intensa cuanto más pequeño sea el niño. Sin embargo, en la zona parietal del córtex sí se muestra una onda parecida al P300 de los adultos, caracterizada por tener mayor latencia. Esta latencia disminuye a medida que aumenta la edad del niño, pudiendo distinguir dos tramos principales: entre los 5 y 12 años de edad la latencia disminuye con una tasa de 25ms por año, mientras que entre los 12 y 20 años de edad disminuye más lentamente, con una tasa de 1-5ms por año [28].

Adicionalmente, la distinción entre la onda P3b y la SW en niños se convierte en una tarea ardua y confusa. Con respecto a la amplitud, ésta aumenta a medida que aumenta la edad del niño hasta los 13 años, aproximadamente. Después de ese punto la amplitud decrece levemente como en los adultos. Los efectos de la probabilidad del estímulo en los adultos son similares a los encontrados en niños.

Para terminar, cabe destacar que la localización del potencial P300 en el córtex para los niños difiere de la localización de los adultos. A medida que los niños crecen, la localización del mismo



**Figura 3-7.** Diagramas de dispersión analizando la variación de la amplitud y la latencia del P300 en función de la edad a partir de los 20 años [27].

se desplaza desde la zona parietal del córtex a la zona frontocentral. Además de ello, la ubicación de los potenciales P300 visuales y auditivos en los adultos es similar, sin embargo, en los niños se obtienen mejor los potenciales P300 visuales en las zonas frontocentrales que los potenciales P300 auditivos [28].

**Personalidad e inteligencia**

Otros factores que pueden afectar al potencial P300 son la inteligencia, la personalidad, el oído y la vista (dependiendo de la si el estímulo objetivo es auditivo o visual), entre otros.

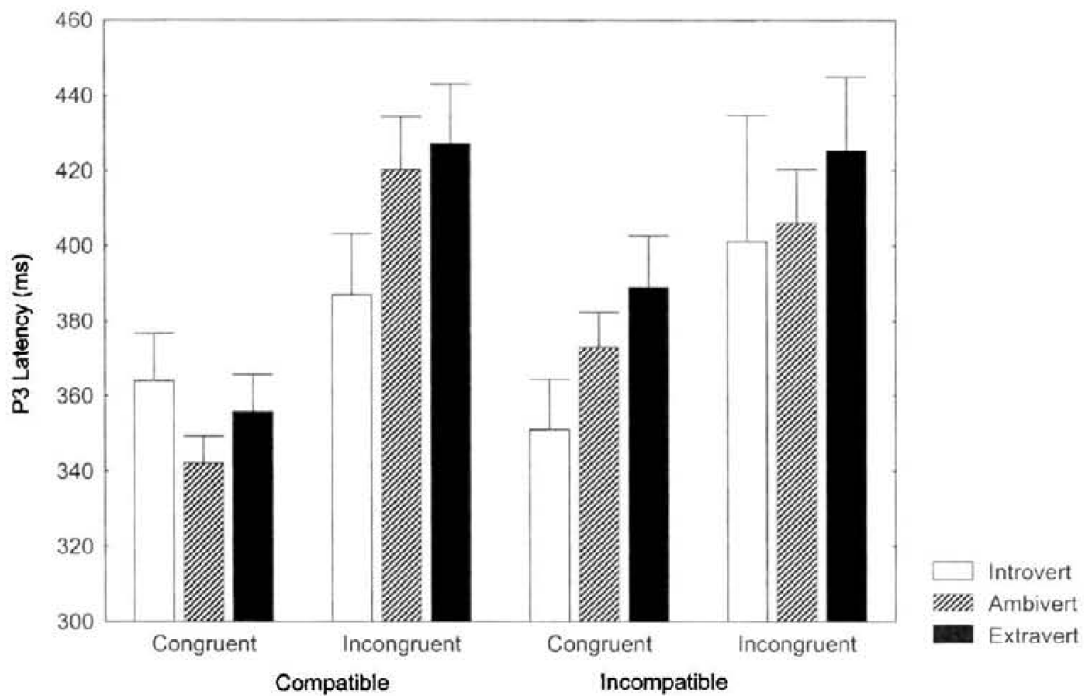
Considerando la inteligencia como el coeficiente intelectual clásico (CI), se ha visto que existe una correlación con la amplitud y la latencia del P300, disminuyendo ambos cuando el CI aumenta [28].

También se ha estudiado el efecto que pueda tener la personalidad y, concretamente, la extroversión, en las características la forma del P300. Sin embargo, los resultados no son concluyentes puesto que hay contradicciones entre unos autores y otros.

En el estudio de Hans Eysenck *et al* [31] los resultados muestran que cuanto más extrovertido sea el usuario, menor será el RT (*Response Time*) medido, posiblemente a causa de la impulsividad característica de éstos sujetos, además de mostrar una disminución de amplitud, posiblemente a causa de la imposibilidad de mantener la atención en largos intervalos de tiempo. También demuestran que el neuroticismo, o inestabilidad emocional, está negativamente correlado con la latencia, es decir, cuanto más inestable sea emocionalmente un sujeto menor será la latencia del P300 recogido. Finalmente, se concluye también que a medida que aumenta el psicoticismo (caracterizado por su agresividad y antipatía) menor será la amplitud del P300.

Sin embargo, el estudio de Cynthia Doucet y Robert M. Stelmack [32] llega a diferentes resultados. El experimento llevado a cabo con 67 sujetos, divididos en 3 grupos según su grado de extraversión, para medir la influencia de una personalidad extrovertida en los ERPs (concretamente en los P300) consistía en la realización de una serie de tareas midiendo el tiempo de respuesta (RT, *Response Time*) y el tiempo de movimiento (MT, *Movement Time*). Las conclusiones a las que se llegaron fueron que en todas las tareas de las propuestas menos en una, el RT de las personas extrovertidas aumentaba respecto a las personas introvertidas, mientras que en todas las tareas el MT disminuía. Esto parece indicar que las principales diferencias entre estos grupos de personas están en los procesos motores (ver figura 3-8).

Por tanto, no se puede concluir con los estudios analizados los efectos que provoca la extroversión en las características del P300.



**Figura 3-8.** Latencia del P300 diferenciando entre los 4 tipos de tareas propuestas y 3 grupos de personas según el grado de extroversión de la persona [32].



### Factores farmacológicos

Cuando el sujeto se encuentra bajo los efectos de ciertos medicamentos, del alcohol o de las drogas, la forma de sus potenciales evocados P300 varía.

Concretamente, los efectos del alcohol producen una reducción de amplitud del potencial P300 y un aumento de su latencia [28]. Sin embargo, este fenómeno no aparece cuando la dificultad de la tarea de discriminación entre los estímulos es complicada, probablemente debido a que el sujeto intenta superar los efectos del alcohol cuando la tarea lo requiere.

Los efectos de la nicotina también son relevantes, al ser una de las drogas con mayor consumo en el mundo. Además, la correlación entre el consumo de tabaco y el de alcohol es grande. El estudio realizado por Polich y Ochoa en 2004 [33] arroja varias conclusiones sobre el efecto de estas drogas sobre las características del P300, que se pueden resumir en la figura 3-9. En ella se puede ver como la amplitud del P300 para sujetos no fumadores con bajo riesgo de alcoholismo es mayor comparada con los que tiene un alto riesgo, decreciendo aún más si son fumadores habituales.

Los efectos producidos por las drogas y medicamentos son muy diversos, entre ellos destacan el efecto de la escopolamina (también conocida como *burundanga*), que disminuye drásticamente la amplitud del P300 hasta hacerlo desaparecer en *oddball* auditivos debido a la pérdida de memoria a corto plazo; el metilfenidato (psicoestimulante aprobado para el tratamiento de la hiperactividad), que aumenta el RT del sujeto; la clonidina (utilizado como antihipertensivo), las benzodiacepinas (medicamentos psicotrópicos) y los antihistamínicos, que atenúa la amplitud; y la dopamina, que disminuye la latencia; entre otros [28].

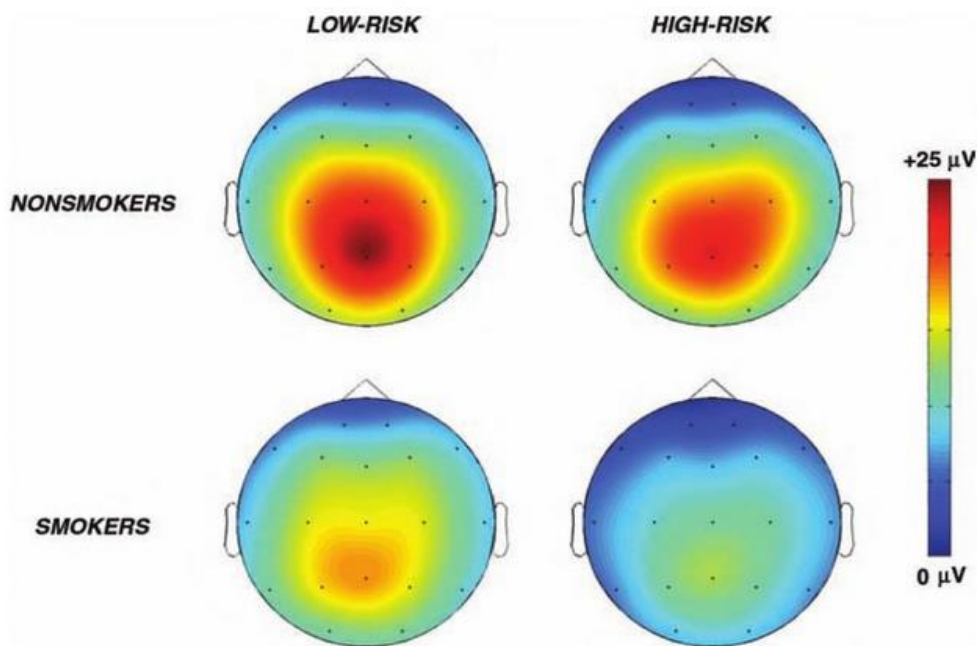


Figura 3-9. Amplitud media del P300 para sujetos fumadores o no con un alto o bajo riesgo de alcoholismo [27]

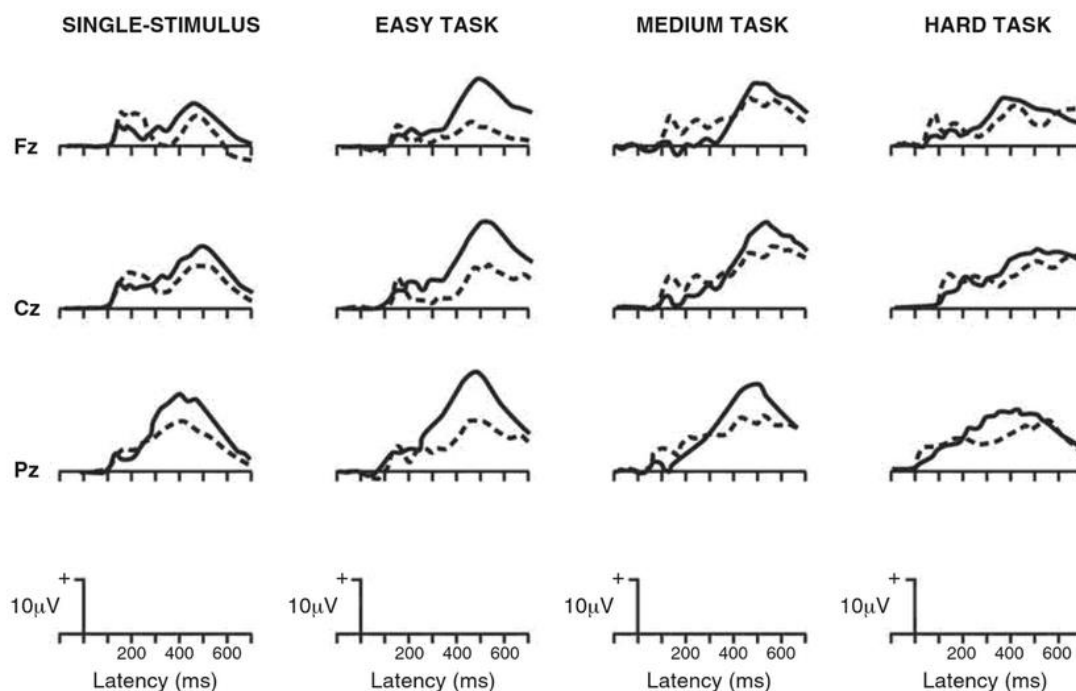
**Enfermedades neuronales**

Las enfermedades neuronales también afectan a la forma del potencial evocado P300. A continuación, se tratan los efectos de enfermedades como la esquizofrenia, el autismo, la depresión, el trastorno obsesivo-compulsivo, la psicopatía, la demencia o la enfermedad de Alzheimer.

Los sujetos que sufren de esquizofrenia generan potenciales P300 con muy baja amplitud, siendo prácticamente irreconocibles, tal y como se muestra en la Figura 3-6. Este fenómeno no parece estar relacionado con la falta de atención o la medicación sino con la severidad de los síntomas del paciente y, adicionalmente, los sujetos esquizofrénicos muestran un potencial P300 menos concentrado en la zona parietal del córtex que los sujetos de control [28].

El autismo y la depresión severa también afectan a la forma del potencial P300, causando una reducción de su amplitud. Sin embargo, en algunos tipos de pacientes psiquiátricos la latencia del P300 puede disminuir, como es el caso de los pacientes que sufren un trastorno obsesivo-compulsivo. Otro fenómeno característico consiste en obtener un potencial P300 mucho más prolongado, típico de los pacientes que sufren psicopatía o ALS. Para terminar, también se ha demostrado que la dislexia y la demencia producen una disminución de amplitud acompañada de un aumento en la latencia del potencial [28].

Otro trastorno que afecta a las características del P300 es la enfermedad de Alzheimer. Numerosos estudios han encontrado diferencias en la forma del P300 entre sujetos con la enfermedad y de control. Las mayores diferencias se han observado en la realización de tareas relativamente fáciles, especialmente para la amplitud siendo esta menor. Sin embargo, las diferencias en la latencia varían de unos estudios a otros, no siendo concluyentes y dependiendo de la tarea realizada. En la figura 3-10 podemos ver estas diferencias [27].



**Figura 3-10.** Representación de la forma del P300 para estímulos visuales para sujetos con enfermedad de Alzheimer (línea discontinua) y de control (línea continua) [27].

**Resumen de los factores que afectan a las características del P300**

La tabla 3-1 contiene un resumen de la información desglosada en este punto del capítulo ampliada con algunos otros factores que no se analizaran en profundidad [27].

<b>Factores naturales</b>			
<b>FACTOR</b>	<b>AMPLITUD</b>	<b>LATENCIA</b>	<b>COMENTARIOS</b>
<b>Aumento Temperatura corporal</b>	No afecta	Desciende	
<b>Aumento de pulso cardiaco</b>	No afecta	Desciende	
<b>Ingesta de alimentos</b>	Aumenta	Desciende ligeramente	
<b>Genética</b>			Latencia y amplitud del P300 están muy determinadas por la información genética
<b>Factores psicológicos</b>			
<b>Aumento de atención</b>	Aumenta	Disminuye	
<b>Aumento de probabilidad de estímulo</b>	Disminuye	No afecta	
<b>Aumento de tiempo entre estímulos</b>	Aumenta	No afecta	
<b>Aumento en la sencillez de la tarea</b>	Aumenta	Disminuye	Si las tareas son demasiado sencillas acaba por disminuir
<b>Factores farmacológicos</b>			
<b>Alcohol</b>	Disminuye	Aumenta	Su efecto se ve reducido en tareas complicadas
<b>Escopolamina</b>	Disminuye		La amplitud casi desaparece
<b>Clonidina, Benzodiacepina, Antihistamínicos</b>	Disminuye		
<b>Dopamina</b>		Disminuye	
<b>Cafeína</b>	Aumenta	Disminuye	Los efectos se potencian si el sujeto está fatigado
<b>Nicotina</b>	Disminuye	Disminuye	

<b>Diferencias individuales</b>			
<b>Aumento de edad en adultos (&gt; 20 años)</b>	Disminuye	Aumenta	El potencial se desplaza a la zona frontal
<b>Aumento de edad en niños (5-20 años)</b>	Aumenta	Disminuye	La onda parietal disminuye
<b>Aumento del Coeficiente intelectual (CI)</b>	Disminuye	Disminuye	
<b>Aumento de la extroversión</b>			Contradicciones en los autores
<b>Aumento del Neuroticismo</b>		Disminuye	
<b>Aumento del Psicoticismo</b>	Disminuye		
<b>Enfermedades neuronales</b>			
<b>Esquizofrenia</b>	Disminuye		La amplitud prácticamente desaparece
<b>Autismo y depresión severa</b>	Disminuye		La onda parietal disminuye
<b>Trastorno obsesivo-compulsivo</b>		Disminuye	
<b>Psicopatía y ALS</b>	Disminuye		Potencial más prolongado
<b>Dislexia y demencia</b>	Disminuye	Aumenta	
<b>Alzheimer</b>	Disminuye	Aumenta	La diferencia se acentúa en tareas fáciles

**Tabla 3-1.** Resumen de los factores que afectan a las características de los P300 [27].

### 3.2. EXTRACCIÓN DE LAS CARACTERÍSTICAS DE LOS POTENCIALES P300

Una vez adquirida la señal y eliminados los principales artefactos, es el momento de extraer las características de los P300 que nos permitirán saber si hay P300 o no en un determinado instante. Esta tarea no es del todo independiente de la eliminación de artefactos, pues seguiremos aplicando técnicas que nos permitan eliminar componentes no deseadas de la señal EEG para quedarnos solo con la información útil.

En sistemas BCI, donde la carga computacional debe ser baja ya que funcionan en tiempo real, se busca la simplicidad de los métodos. La extracción de características se lleva a cabo principalmente mediante dos técnicas: el filtrado espacial y el filtrado temporal o frecuencial. En los siguientes subapartados se desarrollarán en detalle los métodos utilizados en sistemas BCI para ambas técnicas, las cuales se aplican conjuntamente como normal general.

#### 3.2.1. Filtrado espacial

El objetivo de realizar un filtrado espacial es reducir el difuminado espacial, que es un efecto provocado por la distancia entre los electrodos y las fuentes que generan la señal dentro el cerebro debido a la no homogeneidad de los tejidos que se encuentran entre ellos.

En este punto analizaremos los métodos más populares para reducir este difuminado espacial en sistemas BCI, como son los filtros Laplacianos, los métodos de referencia de media común (CAR), el análisis de componentes independientes (ICA), y el análisis de componentes principales (PCA) [16].

##### **Filtros Laplacianos**

El filtro Laplaciano estudia la segunda derivada de la distribución de voltaje espacial instantánea de un determinado electrodo, permitiendo analizar las variaciones de la señal en un radio concreto y reduciendo la actividad más difusa captada en el electrodo, que será consecuencia del difuminado espacial.

Para calcular el filtro se combina la señal del electrodo con la de los adyacentes. La distancia a estos va a determinar la frecuencia de corte espacial del filtro, que se comporta como un filtro espacial paso-alto. Si la distancia a los electrodos es pequeña, la frecuencia de corte se eleva dejando pasar solo la señal muy localizada, mientras que si la distancia es más grande permitirá el paso de señales menos localizadas bajo el electrodo [34].

Para obtener el filtro se utiliza un método de diferencias finitas que aproxima la segunda derivada de la distribución de voltaje en dos dimensiones en un electrodo, restando la actividad media de los adyacentes, eliminando así las componentes comunes. Las ecuaciones utilizadas para el cálculo del filtro son [16]:

$$v_h^{LAP}(t) = v_h(t) - \sum_{i \in S_i} w_{h,i} * v_i(t) \quad (3.1)$$

$$w_{h,i} = \frac{\frac{1}{d_{h,i}}}{\sum_{i \in S_i} \frac{1}{d_{h,i}}} \quad (3.2)$$

Donde  $v_h(t)$  es la señal de voltaje recogida en el electrodo donde aplicamos el filtrado,  $v_i(t)$  la señal de voltaje de los electrodos adyacentes y  $w_{h,i}$  es el peso de cada electrodo,

que es función de la distancia,  $d_{h,i}$ , entre el electrodo  $h$  e  $i$ .  $S_i$  es el conjunto de índices de electrodos contiguos que consideramos en el filtrado.

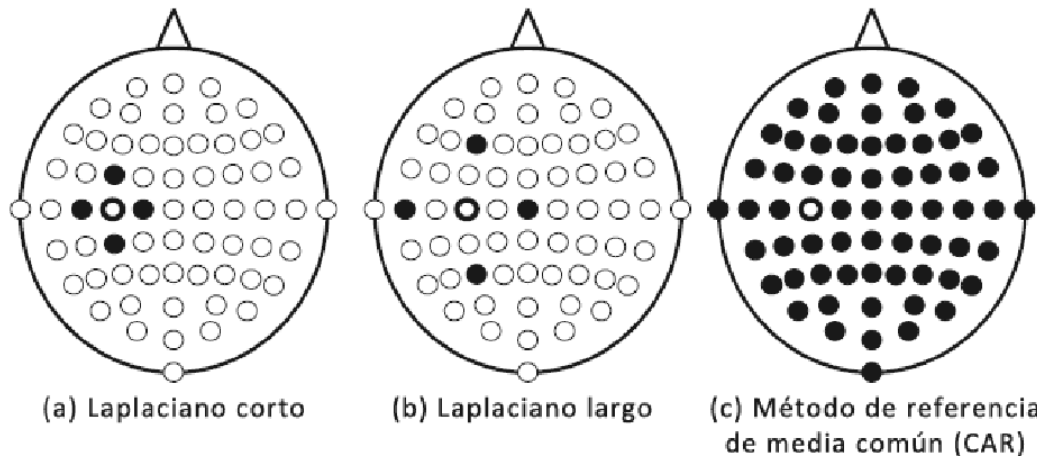
En función de la distancia entre el electrodo de interés y los adyacentes considerados en el filtrado tendremos dos tipos de filtrado Laplaciano, el Laplaciano corto y el Laplaciano largo (figura 3-11a y 3-11b). Si la distancia es la misma para el conjunto de electrodos contiguos, el peso de cada uno será el mismo. Si se consideran 4 electrodos, el peso de cada uno será  $w_{h,i} = 0,25$  [16].

**Método de referencia común (CAR)**

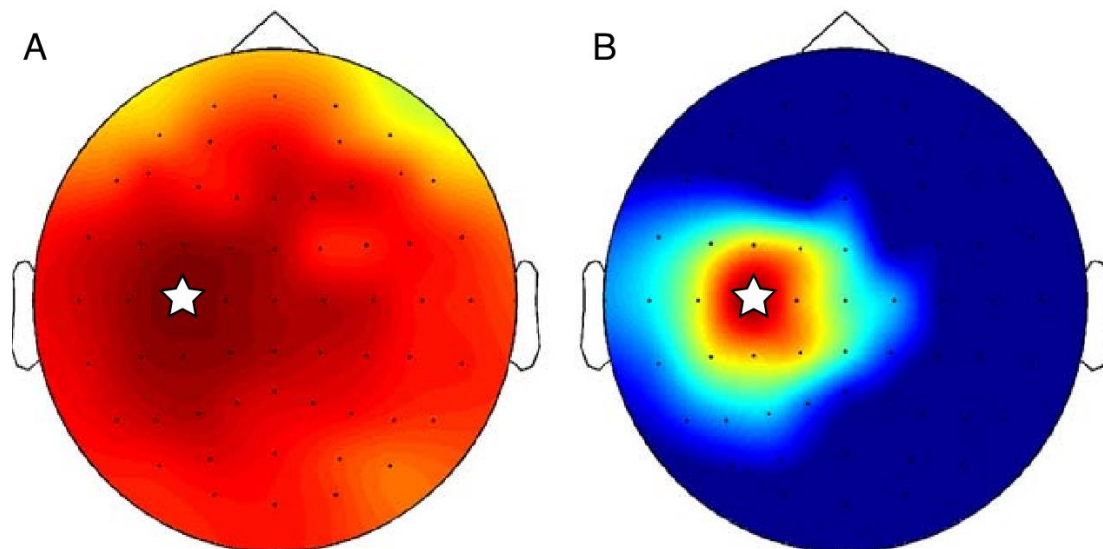
El método de referencia de media común (CAR, *Common Average Reference*) se basa en el mismo procedimiento que el filtro Laplaciano, sin embargo, difiere de éste en que se resta de la señal obtenida la media común de las señales de todos los electrodos. Si la cabeza está completamente cubierta de electrodos equiespaciados entre ellos y el potencial generado en el córtex está muy localizado en fuentes puntuales, el método CAR provee un voltaje espacial de media cero, además de actuar como un filtro espacial paso-alto, acentuando las componentes que se encuentran más localizadas [34]. En la Figura 3-11 (c) se pueden observar los electrodos involucrados. El voltaje del canal deseado se obtiene restando a éste la media común del voltaje obtenido en el resto de electrodos:

$$v_h^{CAR}(t) = v_h(t) - \frac{1}{H} \sum_{i=1}^H v_i(t)$$

Donde  $v_h(t)$  es el voltaje recogido en el electrodo cuya señal queremos filtrar y  $v_i(t)$  son el resto de electrodos considerados en el filtrado [16].



**Figura 3-11.** Posición de los electrodos considerados en tres tipos de filtrado espacial para la obtención de la señal en C3: (a) Laplaciano corto, (b) Laplaciano largo y (c) método de referencia común (CAR) [16].



**Figura 3-12.** Ejemplo del efecto de un filtrado espacial CAR sobre el electrodo C3. La señal gana en resolución espacial facilitando la detección del P300 [16].

En la figura 3-12 podemos ver el efecto que produce un filtro espacial CAR sobre una señal EEG que se recoge en el electrodo C3. Vemos como mejora la resolución espacial, eliminando las señales comunes que no tienen interés (artefactos oculares, artefactos por movimientos musculares, etc) [16]. Debido a esta notable mejora, se elige este método de filtrado espacial para el sistema desarrollado en este TFM.

### **Análisis de componentes independientes**

Como se ha comentado en capítulos anteriores, la señal EEG es una superposición de muchas señales diferentes producidas por nuestro organismo simultáneamente.

La extracción de características en un sistema BCI tiene como objetivo la detección de una señal en concreto, en nuestro caso el potencial P300, para poder controlarlo. Con este objetivo aplicamos el análisis de componentes independientes (ICA, *Independent Component Analysis*), que es una solución estadística particular al problema de la separación de fuentes, consistente en obtener las señales originales de un proceso a partir de una mezcla de dichas señales. Por tanto, ICA trata de subdividir la señal EEG en diversas componentes independientes, suponiendo que las señales de origen tienen una distribución no gaussiana y son estadísticamente independientes [35].

El objetivo de esta técnica es el de revelar características del EEG ocultas por el ruido basal para detectar los potenciales P300 con un solo intento. Li *et al* [35] han conseguido precisiones del 76,67%.

Un ejemplo para entender este método es el presentado por Li *et al* [35] en su artículo. Supongamos que dos personas ( $S_1$  y  $S_2$ ) están hablando en un extremo de una habitación simultáneamente y en el otro extremo se encuentran dos micrófonos ( $X_1$  y  $X_2$ ) en distintas localizaciones que registran la conversación. Las señales obtenidas podrían expresarse de la siguiente manera:

$$\begin{cases} X_1(t) = a_{11}S_1(t) + a_{12}S_2(t) \\ X_2(t) = a_{21}S_1(t) + a_{22}S_2(t) \end{cases} \quad (3.4)$$

Si conociésemos los valores de  $a_{11}$ ,  $a_{12}$ ,  $a_{21}$  y  $a_{22}$  podríamos resolver esas ecuaciones para obtener los valores de  $S_1(t)$  y  $S_2(t)$ , y así distinguir ambas conversaciones sin solapamiento alguno. Desgraciadamente, esos pesos son desconocidos y únicamente podemos obtenerlos si consideramos que las fuentes ( $X_1(t)$  y  $X_2(t)$ ) son señales independientes y de naturaleza no gaussiana.

Este ejemplo se conoce como el problema *cocktail party*, y es el mismo que intenta resolver el método ICA. La señal EEG también se considera un problema *cocktail party*, puesto que los electrodos registran la señal EEG en distintas localizaciones sobre el cuero cabelludo. Con ICA se intentan distinguir aquellas fuentes que producen esa mezcla y, concretamente, las que causan los potenciales evocados P300 para facilitar su posterior detección [35].

Aplicando la notación convencional del algebra lineal al anterior sistema de N ecuaciones, tenemos que:

$$\mathbf{x} = \mathbf{A} * \mathbf{s} \quad (3.5)$$

Siendo el vector vertical  $\mathbf{x}$  de las señales mezcladas y conocidas recogidas en cada uno de los electrodos,  $\mathbf{A}$  la matriz que contiene los pesos  $a_{ij}$  y  $\mathbf{s}$  el vector de fuentes que se desean discriminar. Se asume que los coeficientes de pesos son desconocidos y que permiten que la matriz sea invertible, además de asumir (como ya se ha indicado,) que las componentes son no gaussianas e independientes, que la mezcla es lineal y espontánea y que los datos son estacionarios.

Bajo estas suposiciones, se concluye que existe una matriz  $\mathbf{W}$  con coeficientes  $w_{ij}$  que permite obtener las fuentes estimadas  $\hat{\mathbf{s}}$  al multiplicarse con las señales mezcladas, de la siguiente manera:

$$\mathbf{y} = \mathbf{W} * \mathbf{x} = \mathbf{W} * [\mathbf{A} * \mathbf{S}] = \hat{\mathbf{s}} \xrightarrow{\text{yields}} \hat{\mathbf{s}} = \mathbf{W} * \mathbf{x} \quad (3.6)$$

Por tanto, la matriz  $\mathbf{W}$  es la matriz pseudoinversa de  $\mathbf{A}$ . Existen una gran variedad de algoritmos para hallar la matriz  $\mathbf{W}$ , entre ellos *Infomax*, *JADE* o *FastICA*, siendo *Infomax* el que mejores resultados presenta [35].

Este método no se suele emplear en aplicaciones de tiempo real debido al alto coste computacional que presenta.

### 3.2.2. Filtrado y análisis temporal

El análisis en tiempo real de una señal EEG requerido en aplicaciones BCI tiene un alto coste computacional si no se aplican técnicas que simplifiquen el proceso. La necesidad de utilizar métodos de extracción de características sencillos, incluso a costa de perder algo de profundidad en el análisis de la señal, se hace primordial en este tipo de sistemas.

En este contexto el filtrado temporal tiene una gran respuesta, siendo las técnicas más utilizadas el promediado-sincronizado, la detección de picos (*peak picking*), el cálculo del área de la señal y el filtrado adaptativo.



Algunos de estos métodos ya han sido introducidos, como el promediado-sincronizado, ya que también se aplican en la parte de adquisición de la señal para la eliminación de artefactos.

### **Método de promediado sincronizado**

El método del promediado sincronizado de distintas épocas de señal EEG permite distinguir los potenciales evocados P300 del ruido basal de fondo, según se ha demostrado en numerosos estudios. Por ejemplo, el paradigma *oddball* presentado por E. Donchin y Farwell utiliza esta técnica para detectar o no la presencia de P300 en una señal EEG y determinar la selección del usuario [17].

Este método es sencillo y de fácil aplicación, pero requiere la adquisición de varias épocas de realización de la señal tras aplicar de manera repetitiva un estímulo y poseer una referencia temporal para alinearlas adecuadamente.

Matemáticamente, la aplicación es sencilla. Se promedian todas las épocas de señal registradas, estableciendo la referencia temporal en el momento en el que se genera el estímulo que produce el P300 a detectar, según la ecuación (3.7) [29].

$$Prom(n) = \sum_{k=1}^M y_k(n) = \sum_{k=1}^M x_k(n) + \sum_{k=1}^M w_k(n), \quad n = 1, 2, \dots, N \quad (3.7)$$

Donde las señales  $y_k(n)$  son las realizaciones de la señal, cuyas componentes son  $x_k(n)$ , señal original sin ruido, y  $w_k(n)$  el ruido incorporado en la  $k$ -ésima época.

$N$  representa el número de muestras que tiene cada época,  $M$  el número de épocas y  $k$  el índice promediado.

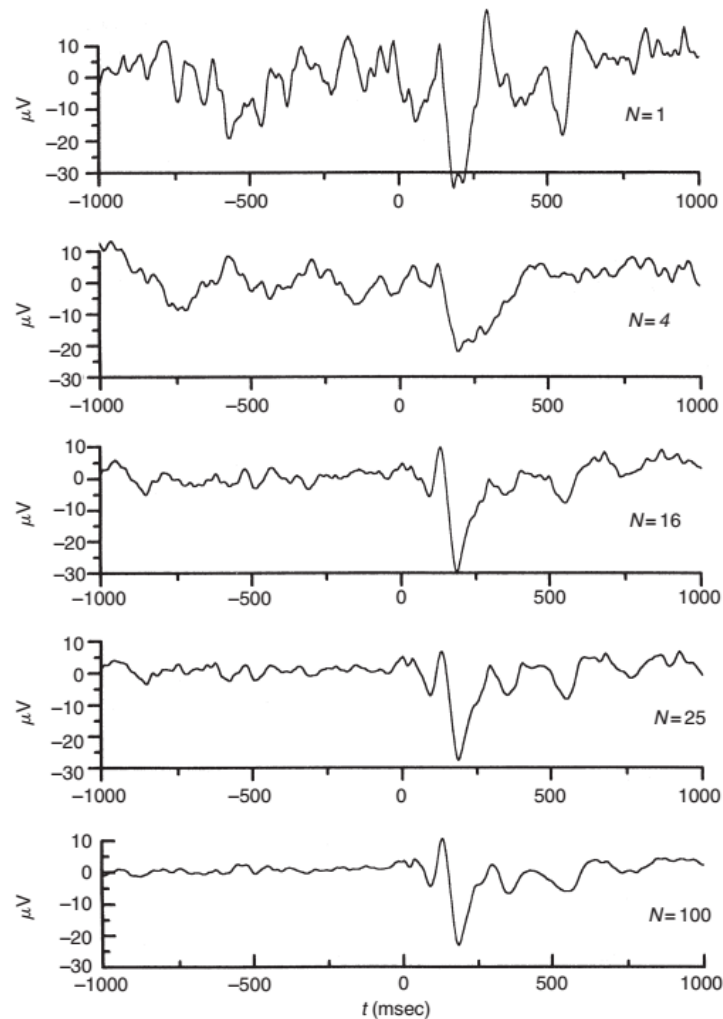
En el caso de la aplicación de la matriz *oddball* que genera P300 para la selección de letras, conocida como *P3Speller*, la manera de detectar qué celda se ha seleccionado es realizando un promediado sincronizado. El funcionamiento se verá en el siguiente ejemplo.

Recordemos el funcionamiento del paradigma. Cada celda de la matriz *oddball* se ilumina un determinado número de veces, provocando varios potenciales P300 si el usuario está prestando atención a una celda concreta. Estos potenciales aparecerán, de media, unos 300 ms después de cada iluminación.

Imaginemos un caso muy sencillo con una matriz de dos celdas cuyas iluminaciones no están distribuidas temporalmente de manera aleatoria y uniforme, siendo estas en un instante temporal fijo. Este ejemplo en la realidad no funcionaría, ya que recordemos que estas simplificaciones afectarán muy negativamente a la amplitud del P300, que es mayor cuanto menor sea la probabilidad del estímulo. Sin embargo, nos servirá para entender la aplicación del promediado sincronizado en este paradigma.

El experimento comienza instruyendo al sujeto para que se fije en una de las celdas de la matriz. Estas celdas se iluminarán una vez cada una (una época). La primera en 0 ms y la segunda en 200 ms. Se comienza a adquirir datos en el momento del primer del estímulo. Si el usuario está prestando atención a la primera celda, el P300 aparecerá en  $t = 300 \text{ ms}$ , mientras que si su atención esta fija en la segunda celda, el P300 aparecerá en  $t = 200 + 300 = 500 \text{ ms}$ .

Si representamos la señal adquirida durante una época, será imposible distinguir el P300 entre el ruido basal y los artefactos que interfieren de manera aleatoria, ya que estos tienen mayor amplitud. Sin embargo, si repetimos el proceso  $N$  veces y promediamos las épocas, las componentes aleatorias ruidosas que "manchan" la señal se cancelan entre sí, apareciendo el



**Figura 3-14.** Efecto de un promediado sincronizado de varias muestras de una señal EEG que contiene un potencial evocado (EP). El estímulo se realizó en  $t=0$ . Se puede observar como el ruido se reduce de manera muy notoria, permitiendo la detección del potencial con mucha precisión [27].

potencial P300, que no es una componente aleatoria al estar generada por el estímulo en un determinado instante. Ver la figura 3-14, ya expuesta en el capítulo 2, para una mejor comprensión.

Para una detección automática del instante en el que han ocurrido los P300 y poder averiguar cuál es la celda seleccionada se aplicarán los métodos de detección de picos o cálculo del área tras el promediado sincronizado [36].

- La detección de picos es una técnica muy simple que trata de detectar los potenciales P300 monitorizando la amplitud de un promediado sincronizado de la señal. Para ello, se determina la diferencia entre el punto más negativo previo a la ventana establecida y el punto más alto dentro de dicha ventana [17] y se compara con la obtenida para un segmento basal. Los tamaños de la ventana son muy diversos dependiendo de la latencia del sujeto en cuestión, normalmente comprendiendo desde cientos de milisegundos antes de cada estímulo hasta más de 500 ms después de éste, para que contenga el potencial evocado, típicamente 300 ms después del estímulo.

- El cálculo del área comprendida bajo la señal promediada es un método muy sencillo y útil para detectar la presencia de este tipo de potenciales. En la práctica se suman todos los puntos de la ventana establecida y se determina la presencia de un P300 si el área comprendida es drásticamente mayor que en un segmento basal [17].

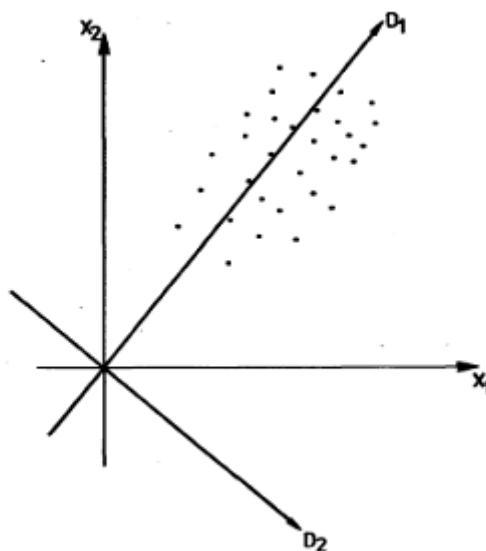
### **Análisis de componentes principales**

El método de análisis de componentes principales (PCA, *Principal Component Analysis*) para el filtrado espacial, basa su funcionamiento en la selección de las componentes principales de una señal EEG para reducir su dimensionalidad, eliminando la información redundante que se capta en los electrodos.

Para ello se analiza el espacio geométrico de  $n$  dimensiones, tantas como fuentes haya de señal, que componen los datos. Para este espacio se determinan las direcciones que, al proyectar los datos sobre ellas, hacen maximizar la varianza de los datos proyectados.

En la figura 3-13 podemos observar un ejemplo para un espacio geométrico de dimensión dos. Se puede ver a simple vista como la dirección que maximiza la varianza de los datos proyectados es  $D_1$ , mientras que  $D_2$  es una dirección cualquiera [37]. Por tanto, proyectando los datos sobre  $D_1$ , conseguiremos una compresión de la información en la dirección que asegura menor pérdida de información al maximizar la varianza.

Para un caso de mayor dimensionalidad (mas electrodos adquiriendo señal) el proceder es el mismo. Sabiendo que el espacio geométrico inicial tiene  $n$  dimensiones, se pueden seleccionar las  $m$  direcciones principales que minimizan la pérdida de información, con  $n$  mayor que  $m$ , y proyectar los datos sobre ellas para reducir la dimensionalidad del espacio geométrico.



**Figura 3-13.** Búsqueda de la dirección que consigue que la varianza de los datos proyectados sea máxima ( $D_1$ ) en un problema de análisis de componentes principales [37].

**Filtrado adaptativo**

El filtrado adaptativo no suele utilizarse frecuentemente en las aplicaciones que utilizan los potenciales evocados P300 ya que, debido a su estacionariedad, no ofrece buenos resultados. Sin embargo, es útil para eliminar artefactos conocidos (e.g., el ECG residual). El filtrado adaptativo elimina un artefacto de la señal EEG sin asumir estacionariedad en la señal, no obstante, requiere una señal fuertemente correlada con el ruido a eliminar [29].

Tal y como indica su nombre, este filtro se adapta continuamente a las características de la señal, cambiando el vector de pesos a lo largo del tiempo, como se observa en la Figura 3-15. Para ello partimos de una señal de entrada  $x(n)$ , mezcla de la señal de interés  $v(n)$  y del ruido primario  $m(n)$ , asumiendo que ambas componentes están incorreladas, como expresa la ecuación (3.8).

$$x(n) = v(n) + m(n) \tag{3.8}$$

$$e(n) = \hat{v}(n) = x(n) - y(n) \tag{3.9}$$

El filtro adaptativo LMS (*Least Mean Squares*, o Mínimos Cuadrados Promediados) filtra la referencia  $r(n)$ , fuertemente correlada con  $m(n)$ , para obtener una señal  $y(n)$  lo más parecida al ruido primario que sea posible. Posteriormente,  $y(n)$  es sustraída de la señal, obteniendo la estimación de la señal de interés  $e(n)$ , expresado en la ecuación (3.9).

El algoritmo LMS trata de ajustar el vector de pesos  $\mathbf{w}$  para minimizar el error cuadrático medio (MSE, *Mean Square Error*) calculando un nuevo vector de pesos  $\mathbf{w}(n+1)$  en base al vector de pesos actual  $\mathbf{w}(n)$  más una correlación proporcional al gradiente negativo MSE. La ecuación (3.10) es una particularización de la regla de Widrow-Hoff y se encarga de actualizar los pesos en cada momento.

$$e^2(n) = x^2(n) - 2x(n)r^T(n)\mathbf{w}(n) + \mathbf{w}^T(n)r(n)r^T(n)\mathbf{w}(n) \tag{3.10}$$

Este algoritmo es fácil de implementar y no requiere derivar, elevar al cuadrado o promediar, aunque se base en minimizar el MSE. También puede utilizarse el algoritmo RLS (*Recursive Least Squares*, o Mínimos Cuadrados Recursivos), óptimo cuando las señales varían mucho en oscilaciones rápidas de tiempo [29].

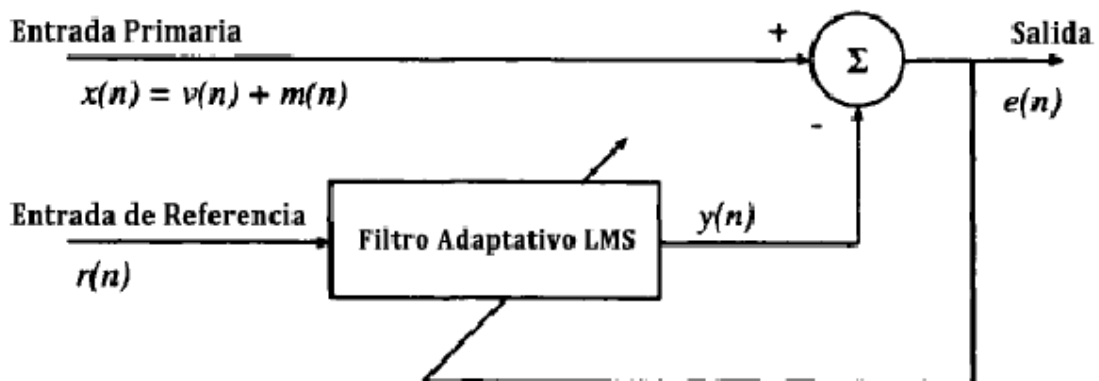


Figura 3-15. Esquema del filtrado adaptativo para eliminar una fuente de ruido [29].

### 3.2.3. Análisis tiempo - frecuencia

Mientras que las técnicas de filtrado temporal están más enfocadas a el procesado de la señal en tiempo real y la implementación de sistemas BCI, las técnicas de análisis espectral son ampliamente utilizadas en análisis *offline* de la señal EEG.

EL uso de la STFT (*Short-Time Fourier Transform*), las transformadas *Wavelet* y los métodos autorregresivos son los más utilizados y los que se verán en este apartado.

#### **Short-Time Fourier Transform**

Este método consiste en calcular la transformada discreta de Fourier clásica de la señal EEG enventanada en tiempo, analizando la señal en periodos finitos que se suponen estacionarios.

Para ello, debemos de multiplicar la señal EEG por una función ventana que seleccione las muestras de los instantes temporales que queremos estudiar, de la siguiente manera:

$$x_w[n] = x[n] \cdot w[n] \quad (3.11)$$

Siendo  $x_w[n]$  la señal enventanada,  $x[n]$  la señal original y  $w[n]$  la ventana utilizada. Las ventanas temporales más típicas son la rectangular, la de Hamming, la de Hanning, y la de Blackman. En el dominio de la frecuencia, según las propiedades de la transformada de Fourier, el espectro de la señal enventanada es:

$$X_w[k] = X[k] * W[k] \quad (3.12)$$

Esta convolución en el dominio frecuencial de la señal original con el espectro de la ventana produce dos efectos negativos, la disminución de la resolución espectral y el manchado o *leakage*.

La resolución espectral se ve afectada por el ensanchamiento de las frecuencias que produce un enventanado en tiempo. Esto provoca que sea más difícil diferenciar componentes frecuenciales cercanas.

El *leakage* es la distorsión producida por los lóbulos secundarios de la función ventana, que provoca la pérdida de componentes frecuenciales de baja energía, que quedan solapadas por los lóbulos secundarios de las frecuencias con más energía.

Entre estos dos efectos negativos, hay un compromiso de forma que al aumentar la resolución espectral aumenta también el manchado, y viceversa.

Si mantenemos fija la resolución espectral y calculamos la STFT de una señal dividida en  $N_T$  segmentos no solapados, la expresión para el cálculo de la STFT está dada por (3.13).

$$X_w[n, k] = \sum_{m=0}^{N-1} x[m] \cdot w^*[m-n] \cdot \exp\left(-\frac{j2\pi km}{N}\right) \text{ con } \begin{matrix} k \in [0, L-1] \\ n \in [0, N_T-1] \end{matrix} \quad (3.13)$$

Sin embargo, la resolución fija de esta técnica en el plano tiempo-frecuencia (Figura 3-16 (a)) que presenta su espectrograma una vez fijada la ventana, hacen que otras técnicas como las transformadas tipo *wavelet* sean mucho más adecuadas en el análisis de señales biomédicas, que dependiendo del instante temporal necesitaran una resolución u otra.

**Transformadas Wavelet**

Las características de las señales biomédicas, y en especial las del EEG hacen que la STFT no sea una técnica óptima para el análisis espectral de estas señales. Los resultados obtenidos con una resolución espectral fija para todas las frecuencias utilizando las ventanas clásicas no son adecuados, lo que provocó el desarrollo de las transformadas *wavelet*.

Todas las técnicas *wavelet* que se exponen en este punto se basan en la traslación y el escalado de una función *wavelet* madre (ecuación 3.14), generando una resolución espectral variable en el plano tiempo-frecuencia.

$$\varphi_{\tau,s} = \frac{1}{\sqrt{s}} \cdot \varphi\left(\frac{t-\tau}{s}\right) \quad (3.14)$$

Donde  $\varphi_{\tau,s}$  es la función *wavelet* madre,  $\tau$  es el parámetro de traslación y  $s$  el parámetro de escalado. Existe un gran conjunto de *wavelets* madre y, habitualmente, el rendimiento de la aplicación se basa principalmente en elegir correctamente la más indicada; entre ellas se encuentran la *wavelet* de Haar, de Morlet, de Meyer y la de Daubechies.

Este tipo de análisis mejora la resolución espectral de las frecuencias bajas, en decremento de la resolución temporal, mientras que para frecuencias altas prima la resolución temporal, atendiendo al comportamiento característico de las señales biomédicas en general [3].

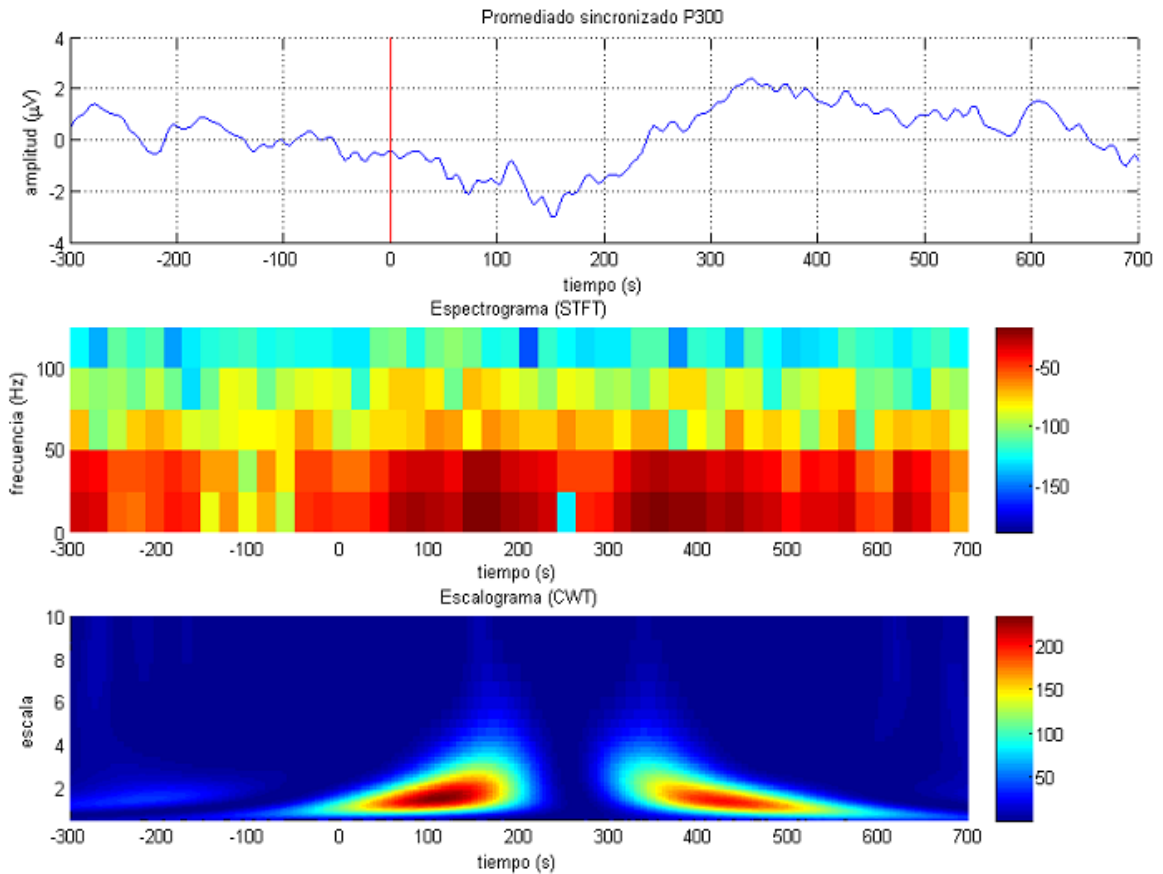
Existen varios tipos de transformadas *wavelet* que permiten el análisis en el plano tiempo-frecuencia. Entre ellos están la transformada *wavelet* continua (CWT, *Continuous Wavelet Transform*), la transformada de *wavelet* discreta (DWT, *Discret, Wavelet, Transform*) y la transformada de paquetes *wavelet* (WPT, *Wavelet Packet Transform*).

La transformada CWT introduce la ya comentada variación de la resolución frecuencial y temporal, aumentando la frecuencial para las bajas frecuencias y la temporal para las oscilaciones rápidas. La comparación entre un análisis con CWT y STFT puede verse en la figura 3-16.

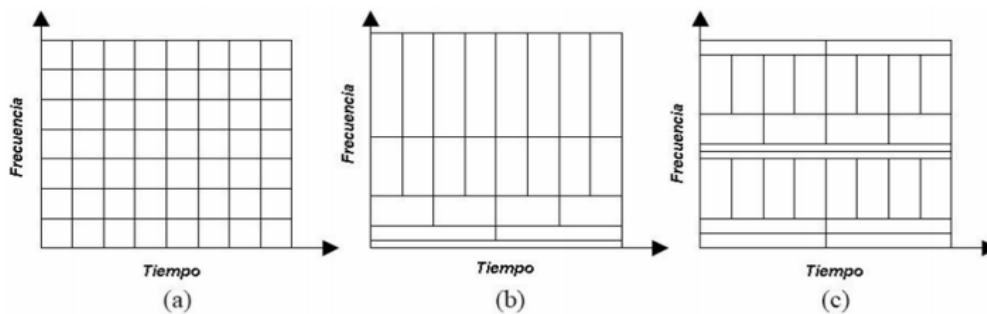
La transformada DWT muestrea los valores de los parámetros continuos de traslación,  $\tau$ , y escalado,  $s$ , eliminando información redundante y mejorando el coste computacional de las operaciones necesarias para calcularla.

No obstante, los resultados más precisos los provee la transformada de paquetes *wavelet* (WPT, *Wavelet Packet Transform*). La diferencia respecto a la DWT radica en que ésta nueva transformada, aparte de la señal de aproximación, subdivide también la señal de detalle, creando un árbol de descomposición mucho más extenso. Este análisis multiresolución extendido permite cambiar la resolución del plano tiempo-frecuencia tal y como desee el usuario a cambio de requerir un mayor coste computacional.

Las diferencias entre los métodos STFT, DWT y WPT son apreciables en la figura 3-17. En el primer caso vemos como la STFT mantiene una resolución fija para todas las frecuencias. Sin embargo, la DWT y la WPT varían esas resoluciones según lo comentado anteriormente [3].



**Figura 3-16.** En la figura superior, representación del promediado sincronizado de 90 épocas de P300 para un *oddball* auditivo. En el centro, representación del espectrograma del mismo obtenido a través de la STFT. En la figura inferior, representación del escalograma del mismo obtenido a través de la CWT [3].



**Figura 3-17.** Plano tiempo-frecuencia para STFT en (a), con resoluciones fijas; DWT en (b), con resoluciones variables adaptadas a las señales biomédicas; y WPT en (c), con resoluciones variables según la intención del usuario [3].

### 3.3. CLASIFICACIÓN DE LAS CARACTERÍSTICAS DE LOS POTENCIALES P300

Una vez extraídas las características de la señal EEG para los potenciales P300 hay que diseñar un algoritmo que nos permita clasificar si se ha producido un potencial o no. Estos algoritmos se denominan clasificadores.

Para un correcto funcionamiento de los clasificadores con cada usuario, este debe adaptarse a sus características particulares, debido a la gran variabilidad que existe entre diferentes personas, como ya hemos visto con anterioridad.

El problema de clasificación de los P300 es un problema de clasificación binario (se ha dado un potencial o no), en el que la decisión viene determinada por una función discriminante cuyo hiperplano de decisión se define como:

$$\mathbf{w} \cdot f(\mathbf{x}) + b = 0 \quad (3.15)$$

Donde  $\mathbf{x}$  es el vector de características,  $f(\cdot)$  es la función de transformación,  $\mathbf{w}$  es un vector de pesos y  $b$  el sesgo. Para los clasificadores no lineales, la función  $f(\cdot)$  puede representar una transformación que asigna las características a un espacio de dimensión mayor con el propósito de crear un conjunto de puntos que puedan separarse linealmente. Para los métodos lineales, la función  $f(\cdot)$  simplemente es  $f(\mathbf{x}) = \mathbf{x}$  [38].

La aplicación de este hiperplano de decisión en las características extraídas dará como resultado una clasificación binaria para cada época. Esta clasificación binaria asignará los valores 1 para estímulo atendido y -1 para estímulo no atendido, para luego sumar estas asignaciones al final del proceso de clasificación. Este diseño permite distinguir la respuesta con mayor distancia positiva de todas las filas y columnas de la matriz *oddball* empleada para el control de la aplicación BCI que se ha desarrollado, permitiendo distinguir la celda seleccionada.

Los objetivos de un clasificador son, por tanto, calcular la función  $f(\cdot)$  y el vector  $\mathbf{w}$  en el caso de los clasificadores no lineales, o solamente el de calcular  $\mathbf{w}$  en los clasificadores lineales.

En este punto se detallan los clasificadores lineales más utilizados para la traducción de las características de los P300, como son el discriminante lineal de Fisher (FLD, *Fisher's Linear Discriminant*), y el análisis discriminante lineal paso a paso (SWLDA, *StepWise Linear Discriminant Analysis*).

#### 3.3.1. Discriminante lineal de Fisher

El clasificador FLD es un método lineal de traducción de características, que sirve de referencia para determinar el hiperplano óptimo de separación entre dos clases de clasificación posibles, por su simplicidad y robustez, y así poder comparar otros algoritmos más sofisticados.

Además, resulta óptimo en el caso de que la distribución de probabilidad de las dos clases de clasificación (hay o no P300) sea Gaussiana y con matrices de covarianza iguales [38].

El vector de pesos viene dado por la siguiente expresión:

$$\hat{\mathbf{w}} = (\mathbf{X}^T \mathbf{X})^{-1} \cdot \mathbf{X}^T \cdot \mathbf{Y} \quad (3.16)$$



Donde  $\hat{w}$  es la estimación de los pesos del clasificador,  $X$  la matriz formada por los vectores de características e  $Y$  la matriz con los valores asignados de la clasificación binaria.

### 3.3.2. Análisis discriminante lineal paso a paso

Los algoritmos de análisis discriminante lineal (LDA, *Linear Discriminant Analysis*) son una extensión de FLD con reducción del espacio de características utilizadas para la clasificación.

El conjunto de métodos LDA trata de encontrar una combinación lineal de características capaz de separar dos o más clases de eventos mediante el uso de estadísticas de segundo orden para obtener el vector de pesos.

En consecuencia, la calidad del clasificador resultante depende de la covarianza estimada y, en la práctica, por cuestiones de tiempo y coste computacional, es difícil o imposible obtener la cantidad de datos necesarios para establecer un buen clasificador LDA.

En este contexto surge el algoritmo SWLDA, intentando estimar de una manera aceptable con menos datos, la covarianza de las características para subsanar esas deficiencias del LDA simple. Para conseguirlo, combina dos técnicas básicas de selección de características: el análisis paso-a-paso hacia delante y el análisis paso-a-paso hacia atrás [38].

El análisis paso-a-paso hacia delante (*forward stepwise regression*) parte de un conjunto vacío de características que se tendrán en cuenta en el clasificador y evalúa la significación de cada una de ellas, añadiéndola al conjunto si supera un cierto umbral o criterio de entrada y descartándola en caso contrario.

El análisis paso-a-paso hacia atrás (*backward stepwise regression*) realiza la función contraria: parte de un conjunto con todas las características posibles y evalúa cada una de ellas, preguntándose si deberían estar incluidas en el conjunto o no. Para ello, establece un criterio de salida y recorre el conjunto de características comprobando si éstas cumplen el criterio o no. Si una característica cumple el criterio, se descarta, reduciendo así el tamaño del conjunto.

El algoritmo SWLDA combina estos métodos de la siguiente manera [38]:

- 1) Se parte de un conjunto vacío de características válidas y realiza un análisis paso-a-paso hacia delante para añadir las que cumplan con el criterio de entrada. Este criterio normalmente es, que el *p-valor* para esta característica sea mayor que 0.1.
- 2) Cada vez que se añade una característica al conjunto de datos se hallan de nuevo los *p-valores*.
- 3) Se aplica el análisis paso-a-paso hacia atrás y se establece si alguna de las características incluidas en el conjunto cumple un determinado criterio de salida en función de los *p-valores* calculados. Un criterio de salida que se elige con frecuencia es que el *p-valor* sea mayor que 0.15.
- 4) Si la respuesta es afirmativa, se descartan las características que lo cumplan y se vuelve a realizar un análisis paso-a-paso hacia delante.
- 5) Este procedimiento se repite constantemente hasta que el conjunto de datos alcance el número máximo de características o hasta que no existan más características que cumplan los criterios descritos.

La efectividad del algoritmo SWLDA ha sido demostrada en numerosos estudios para la clasificación de los potenciales P300 [38]. En la figura 3-18 podemos ver una comparativa entre distintos clasificadores, donde, en general, el SWLDA uno de los más eficientes, incluso más que

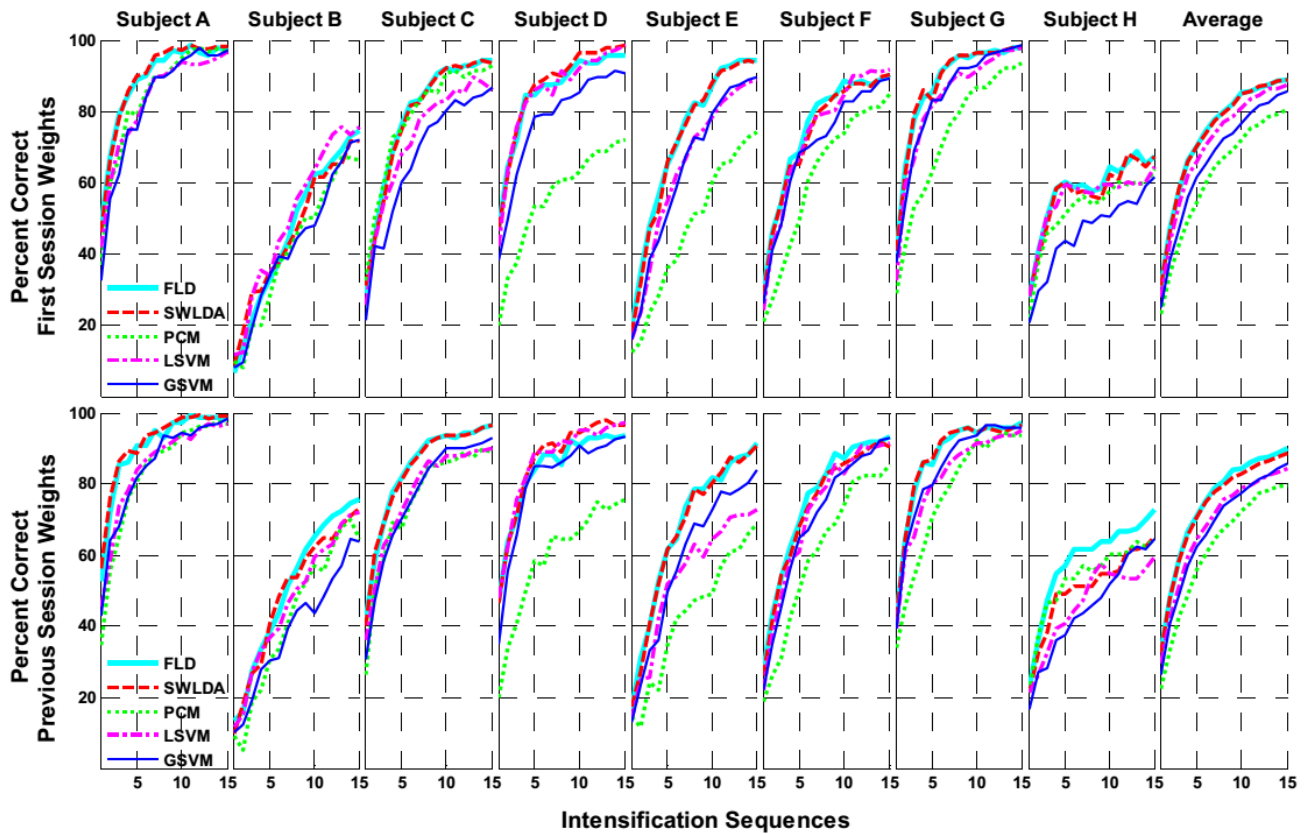


Figura 3-18. Gráficas comparativas del comportamiento entre distintos algoritmos de clasificación con 9 sujetos en dos sesiones diferentes [38]

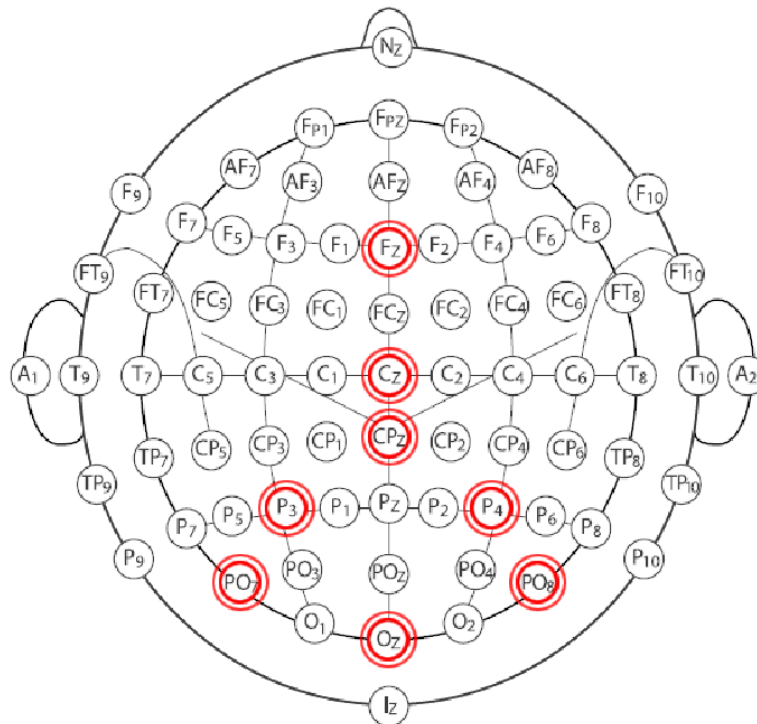
otros más complejos y difíciles de implementar como las máquinas de vectores de soporte LVM y GSVM, dos clasificadores no lineales. Estos son los motivos de que sea el clasificador elegido para la traducción de características de la aplicación BCI desarrollada.

### 3.4. METODOLOGÍA APLICADA

La revisión del estado del arte del análisis de los potenciales P300 realizada en los puntos anteriores de este capítulo pone en perspectiva las distintas opciones que hay para alcanzar el objetivo de este TFM, que es el desarrollo de una aplicación BCI para el control de un Smartphone. En este punto se detalla la metodología elegida para el procesamiento de señal de esta aplicación.

#### 3.4.1. Adquisición de la señal

La señal EEG es adquirida con 8 electrodos activos colocados en las posiciones Fz, Cz, Pz, P3, P4, PO7, PO8 y Oz, según la distribución del Sistema Internacional 10-20, como puede verse en la figura 3-19. Es necesario colocar un gel conductor entre los electrodos y el cuero cabelludo para reducir la impedancia del cráneo y poder amplificar la señal correctamente. La amplificación la realiza el dispositivo *g.USBamp*, un amplificador desarrollado por la empresa *G-Tec*. En cuanto a la frecuencia de muestreo, se fija en 256Hz, una frecuencia adecuada para el análisis del EEG puesto que cumple con creces el teorema de Nyquist para las frecuencias de interés para



**Figura 3-19.** Disposición de los electrodos utilizados en la aplicación según el sistema internacional 10/20: Fz, Cz, Pz, P3, P4, PO7, PO8 y Oz [16].

detectar el P300. Una vez digitalizada, se aplica un filtro espacial CAR, explicado en este capítulo, para aumentar la resolución espacial.

### 3.4.2. Extracción de características

La aplicación utilizará un P3Speller con varias matrices que permiten a un usuario seleccionar los comandos disponibles. Para hacerlo, se han analizado épocas de señal de 800 ms de duración tras cada iluminación para asegurar la captación del posible potencial P300, que recordemos, suele tener una latencia de 300 ms tras el estímulo en sujetos sanos (aunque como se ha visto en este capítulo, este es un valor variable que depende de varios factores).

Posteriormente, se realiza un submuestreo de las señales a 20Hz para aligerar la carga computacional en el cálculo del clasificador. No se realiza ningún otro tipo de filtrado, ya que este podría comprometer el buen funcionamiento de la aplicación en tiempo real. Las muestras de la señal resultantes de estas operaciones constituyen la entrada al algoritmo de clasificación.

### 3.4.3. Clasificación de características

El clasificador elegido para la aplicación es el SWLDA. Este método lineal de traducción de características es uno de los más usados en este tipo de sistemas BCI, ya que su simplicidad lo hace idóneo para el procesado en tiempo real y porque alcanza una gran precisión, que puede ser mayor del 95% en sujetos sanos como ya se ha analizado en el punto anterior [38].

Una vez decididos los métodos de adquisición de señal, extracción y clasificación de características, se concluye que una herramienta que va a ser de gran utilidad en este TFM es el

programa para el desarrollo de sistemas BCI de propósito general BCI2000. Este programa, de código abierto, está preparado para analizar una señal EEG con los parámetros propuestos anteriormente y, con algunas modificaciones en su código permitirá reducir el tiempo de desarrollo del sistema BCI prupuesto en este TFM. El siguiente capítulo detalla este proceso de desarrollo.

### 4.1. OBJETIVO DE LA APLICACIÓN

Las tecnologías móviles están en auge y hoy en día la utilización de los Smartphones es algo habitual y muchas veces es necesaria para la realización de una vida normal. El objetivo de la aplicación desarrollada es acercar a las personas con grave discapacidad a estas tecnologías, que ahora mismo necesitan de la interacción con músculos periféricos para su control. Este objetivo se conseguirá a través de una aplicación BCI, llamada BCIMobilePhone, que deberá cubrir de manera suficiente las necesidades de una persona media en cuanto al uso de Smartphones y teléfonos móviles. Para ello, primero debemos averiguar cuáles son tales necesidades y los dispositivos en los que se va poder utilizar.

Así pues, la primera elección que se debe abordar es el sistema operativo. Basándonos en los últimos datos recogidos por IDC, en el segundo cuatrimestre del año 2015 la cuota de teléfonos con Android es del 82.8% [39], y por ello será el sistema operativo al que se enfocará el sistema BCI.

Basándose en diversos estudios, se realizará además una selección de las aplicaciones móviles más utilizadas según el top de las más descargadas de *Google Play* [40] y las aplicaciones nativas del teléfono. El objetivo del sistema, por tanto, es permitir el manejo de tales funcionalidades en un dispositivo Android mediante BCI basado en potenciales P300.

Las funcionalidades implementadas son las siguientes [40][41]:

- **Mensajería instantánea:** el sistema diseñado incluye una aplicación con todas las funcionalidades necesarias para el manejo de mensajes *SMS*. El 65% de las interacciones con un Smartphone son para mandar, entre otras cosas, mensajes de texto (porcentaje de Me time + Socializing) [40]. Además, prácticamente el 100% de las personas que utilizan un Smartphone utilizan este tipo de aplicaciones [41].
- **Navegador web:** la navegación web es el segundo servicio mas utilizado en un Smartphone después de la mensajería instantánea [39], y por ello BCIMobilePhone incorpora un navegador diseñado para ser controlado mediante BCI.
- **Redes sociales:** BCIMobilePhone implementa una aplicación para interaccionar con la red social Twitter, la décima más utilizada del mundo [42], permitiendo escribir tweets, retweetear mensajes, establecer una conversación privada o dar “me gusta” a un tweet. Se ha escogido Twitter por su simplicidad y facilidad en el uso, adecuado para un sistema BCI.
- **Llamadas telefónicas:** se hará uso de la aplicación nativa de Android para esta operación. El 19% de las interacciones con el teléfono tienen que ver con las llamadas telefónicas, entre otras cosas, por lo que son una parte crucial del sistema a implementar.
- **Fotografías:** el uso de la cámara estará integrado en el sistema. También se incluye una galería que permitirá visualizar, rotar y eliminar las fotografías realizadas con la aplicación.

- **Alarmas, temporizador y cronómetro:** son 3 de las funcionalidades más usadas en un Smartphone. Todas ellas estarán integradas en el sistema, con una aplicación basada en la nativa de Android, que ofrece múltiples opciones.
- **Manejo de contactos:** el manejo de la librería de contactos es crucial para el desempeño de la aplicación. Poder añadir un contacto, eliminarlo, llamarlo y mandarle un mensaje se antoja primordial a la hora de manejar un teléfono móvil.

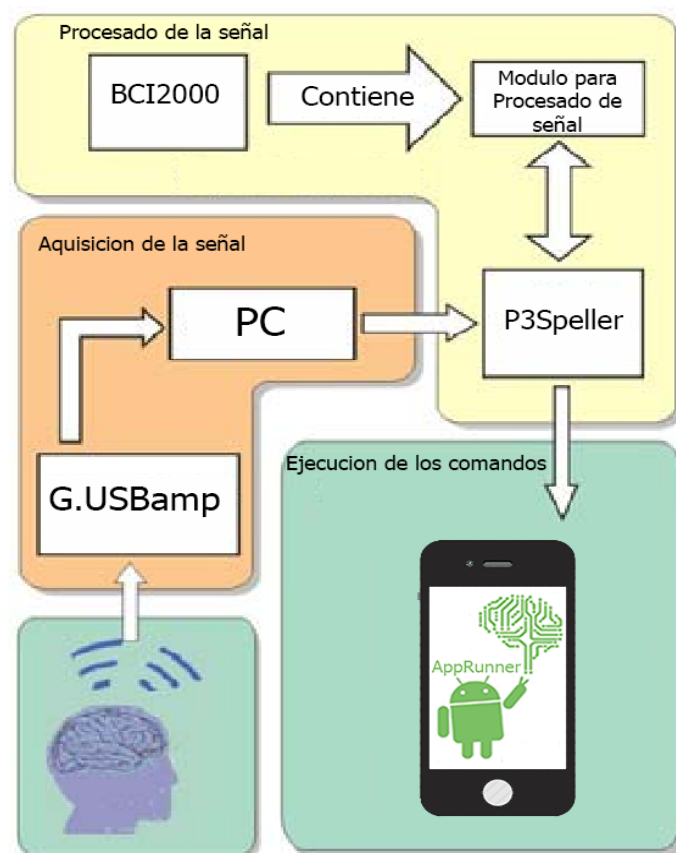
Con estas elecciones en las distintas categorías se cubre prácticamente el 90% de las interacciones de un usuario medio con un Smartphone [41].

## 4.2. ARQUITECTURA DE LA APLICACIÓN

La arquitectura de la aplicación tendrá 3 partes fundamentales, como se puede ver en la figura 4-1: la adquisición de la señal, el procesado de señal y P3Speller se ejecutan en un ordenador, mientras que la actividad de BCIMobilePhone se desarrolla en un dispositivo Android.

### Adquisición de la señal

La señal es adquirida mediante el equipo g.USBamp disponible en el laboratorio del Grupo de Ingeniería Biomédica de la Universidad de Valladolid (GIB). Este dispositivo realiza la conversión analógico-digital de los datos obtenidos mediante EEG, previa amplificación y filtrado de la señal. Luego los almacena en memoria (buffer) a la espera de que la aplicación los requiera mediante el puerto USB, medio por el que se el ordenador con el sistema g.USBamp. Los drivers disponibles son para Windows 7 aunque también son compatibles con Windows 10, y este



**Figura 4-1.** Arquitectura del sistema dividido en tres etapas: Adquisición de señal, procesado en el ordenador con BCI2000 y envío de los comandos a la aplicación BCIMobilePhone.

último este será el sistema operativo elegido para la maquina donde se realizará el procesado de señal [43].

### **Procesado de la señal**

Se realizará en un ordenador debido a la inexistencia de drivers del dispositivo g.USBamp para plataformas móviles (Android, Windows 10 Mobile). El programa elegido para procesar la señal adquirida es BCI2000. Es un programa para aplicaciones BCI de propósito general que permite el procesado de la señal EEG y el diseño de matrices de comandos seleccionables siguiendo el paradigma *oddball* mediante potenciales evocados P300.

El usuario seleccionará el comando que quiere ejecutar en las matrices diseñadas en BCI2000. Posteriormente, se procesará la señal para averiguar el comando seleccionado y se mandará mediante un cliente Bluetooth incorporado a BCI2000 hacia el terminal móvil.

### **Ejecución de los comandos en el terminal móvil**

Para la comunicación entre móvil y ordenador se necesitarán dos programas ejecutandose en paralelo: BCI2000 que envía los comandos seleccionados, y la aplicación móvil BCIMobilePhone que los recibe y ejecuta. Para la conexión, la tecnología elegida es Bluetooth debido a la existencia de numerosos ejemplos de aplicaciones que la usan con un gran resultado. Las ventajas del uso de esta tecnología son:

- Conexión inalámbrica entre ordenador y móvil, lo que implica mayor movilidad del usuario y del terminal.
- Numerosos ejemplos de aplicaciones en los que se conecta un ordenador con un móvil a través de esta tecnología.
- Abundante documentación de la API en la página web de desarrolladores de *Google*.

Una vez recibido un comando por Bluetooth, la aplicación deberá ejecutarlo. La aplicación deberá interactuar con el Kernel de Android (basado en Linux y programado en lenguaje C) para manejar el driver del puerto Bluetooth [44]. Hay disponibles clases de alto nivel para esta tarea en la API de *Google* que nos permitirán simplificar la programación para la recepción y envío de datos por Bluetooth. Uno de los retos del sistema será ejecutar la aplicación que recibe los mensajes en segundo plano mientras se realizan las tareas seleccionadas por el usuario.

## **4.3. FUNCIONAMIENTO GENERAL DE LA APLICACIÓN**

Como se dijo en el apartado anterior, la aplicación consta de tres partes bien diferenciadas que se comunican entre sí (figura 4-1). En este apartado se explicará de manera breve cada una de las funcionalidades que ofrecen los bloques de cara al usuario y al manejo de la aplicación, en vez desde el punto de vista de la arquitectura.

Primero, está el bloque de adquisición de señal, compuesto por el casco de electrodos, el amplificador g.USBamp y el cable USB que lo conecta al ordenador. En este bloque se recoge la señal EEG y se condiciona para su posterior procesado en el ordenador.

La segunda parte de la aplicación se localiza en el ordenador, donde tendremos la aplicación P3Speller funcionando. Esta será la encargada de mostrar al usuario las matrices de comandos disponibles en cada momento al usuario. Se han diseñado 11 matrices para manejar todas las aplicaciones internas de BCIMobilePhone: una matriz principal, dos matrices de teclado (mayúsculas y minúsculas), una matriz para controlar la aplicación de Twitter, otra para la de

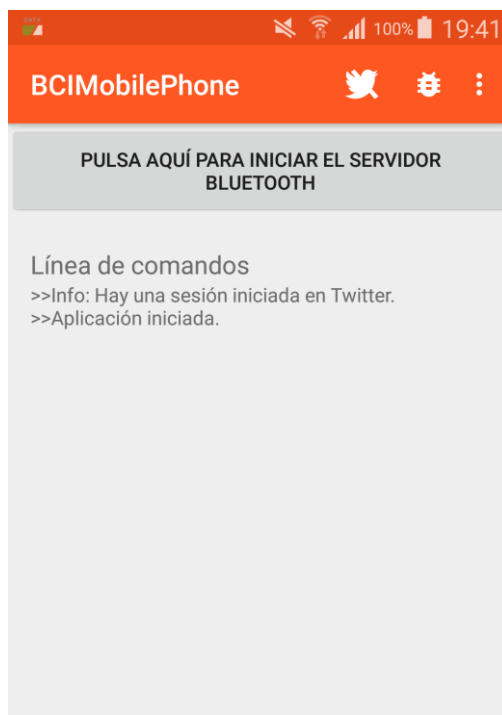
contactos, otra para las aplicaciones de alarma, cronómetro y temporizador, otra para la galería y la cámara, otra para manejar el navegador y dos más para llamadas y SMS.

Cuando la aplicación detecte que el usuario ha seleccionado un comando de la matriz, el cliente Bluetooth integrado en P3Speller enviará la orden al móvil, donde habrá un servidor Bluetooth esperándola.

La tercera parte de la aplicación se encuentra en el dispositivo móvil. Esta parte es la encargada de recibir y ejecutar los comandos que llegan desde el módulo de procesamiento de señal en el ordenador.

La interfaz gráfica de la actividad principal (cada una de las diferentes ventanas de una aplicación Android se denomina actividad) consta de un botón que permite activar o desactivar el servidor Bluetooth para recibir o no comandos, una caja de texto donde se va informando al usuario de las acciones que se realizan en la aplicación, un botón que permite iniciar una sesión en Twitter, y un menú de preferencias. Así, el usuario podrá obtener siempre un *feedback* de las operaciones que se están ejecutando en todo momento (Ver figura 4-2).

Además de la actividad principal, BCIMobilePhone se compone de otra serie de *sub-aplicaciones* que ejecutarán las tareas seleccionadas por el usuario en BCI2000. Cada una de estas *sub-aplicaciones* o aplicaciones internas en BCIMobilePhone realiza una tarea diferente, y pueden componerse de una o más actividades dependiendo de su complejidad. Entre ellas se encuentran el navegador, Twitter, la cámara, la galería, y las aplicaciones de SMS, llamadas o contactos. Todas estas aplicaciones internas se explican en profundidad en los próximos apartados.



**Figura 4-2.** Actividad principal de BCIMobilePhone. Se compone de un botón para activar el servidor Bluetooth y de la caja de texto "Command Line", donde se visualizarán los mensajes de la aplicación.



#### 4.4. BCI2000

BCI2000 es un programa de código abierto, escrito en C++, y de propósito general que ha sido diseñado por Schalk Lab para la investigación de sistemas BCI [16]. Implementa muchas funcionalidades, entre las que se encuentra P3Speller, que es la que se utilizará para el desarrollo de BCIMobilePhone.

P3Speller implementa el paradigma *oddball* ya comentado diseñado por Donchin y Farwell [17], permitiendo personalizar las matrices de comandos, cambiar multitud de parámetros e introducir porciones propias de código.

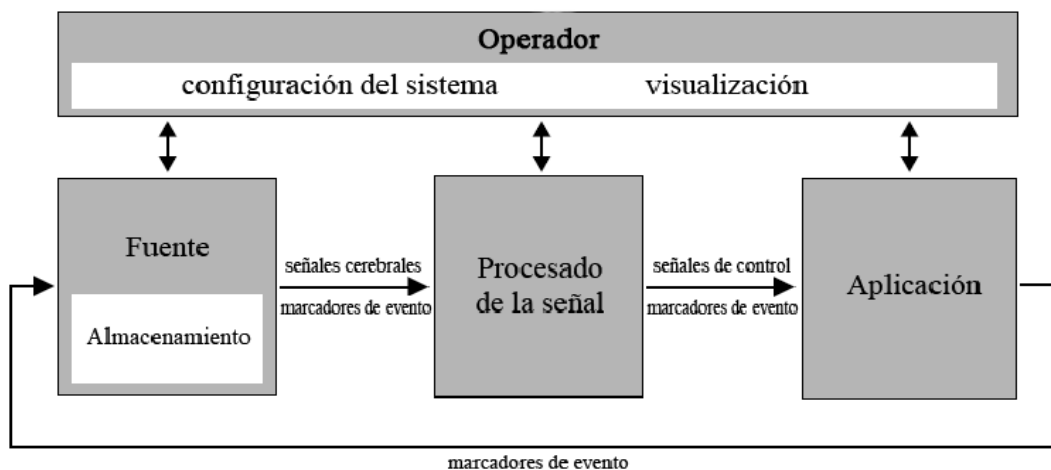
##### 4.4.1. Funcionamiento de BCI2000 y P3Speller

BCI2000 será parte fundamental en la extracción y traducción de características, ya permite el procesamiento en tiempo real de señales EEG.

La arquitectura de BCI2000 esta descrita en la figura 4-3 [16]. Se compone de 4 módulos que se comunican entre ellos: la “Fuente”, el “Procesado de la Señal”, la “Aplicación” y el “Operador”. Estos módulos son programas independientes y se comunican entre sí a través de un protocolo basado en TCP/IP que opera en la máquina local.

La señal EEG adquirida por el amplificador y almacenada en el buffer de salida del mismo se recoge en el módulo “Fuente” y se procesa en bloques que contienen un determinado número de muestras configurado previamente.

Cada vez que se adquiere un nuevo bloque de datos, el módulo “Fuente” lo envía al módulo de “Procesado de la Señal”, a su vez subdividido en dos partes: extracción y traducción de características, que se encarga de producir señales de control que envía al módulo de “Aplicación”, donde se determina la intención del usuario.



**Figura 4-3.** Estructura del sistema de propósito general BCI2000, compuesta por cuatro módulos independientes [16].

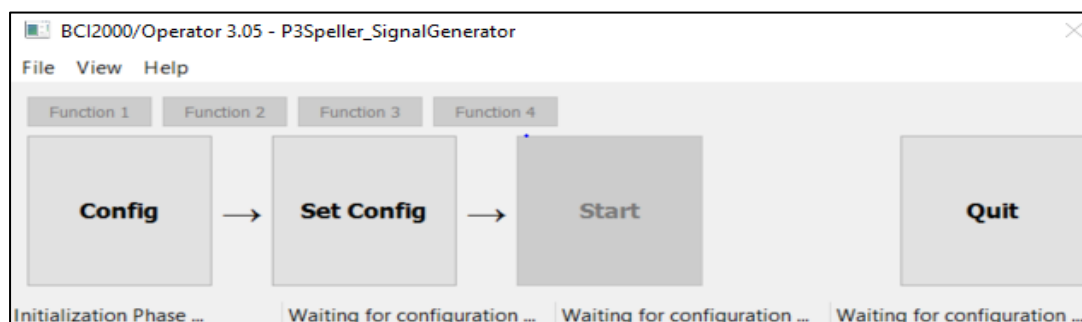


Figura 4-4. Interfaz gráfica del “Operador”

El módulo “Operador” provee al usuario una interfaz gráfica que permite configurar los distintos parámetros del sistema y visualizar en tiempo-real el análisis de la señal. Además, permite iniciar, parar, suspender o continuar las operaciones que realiza el sistema [16].

El sistema BCI2000 tiene implementada ya una solución del paradigma *oddball* visual con el fin de generar los potenciales evocados P300 a través de una matriz cuyas filas y columnas se iluminan aleatoriamente, llamada P3Speller. Esta solución sugiere utilizar un filtro CAR y un promediado sincronizado como métodos de extracción de características y un algoritmo SWLDA como método de traducción de las mismas. En el presente trabajo se ha mantenido la utilización de estos métodos, pero, sin embargo, se ha adaptado la aplicación *P3Speller*, contenida en el módulo de aplicación.

Para producir los comandos específicos de la aplicación y enviarlos por Bluetooth se han modificado varios ficheros adaptando el código a las necesidades de este sistema. Las principales modificaciones consisten en un algoritmo de traducción para asignar a cada celda de la matriz *oddball* seleccionada un comando a ejecutar en el terminal móvil y un cliente Bluetooth que permite enviar cadenas de texto con la información necesaria para la ejecución del comando en la aplicación ejecutándose en paralelo en el móvil.

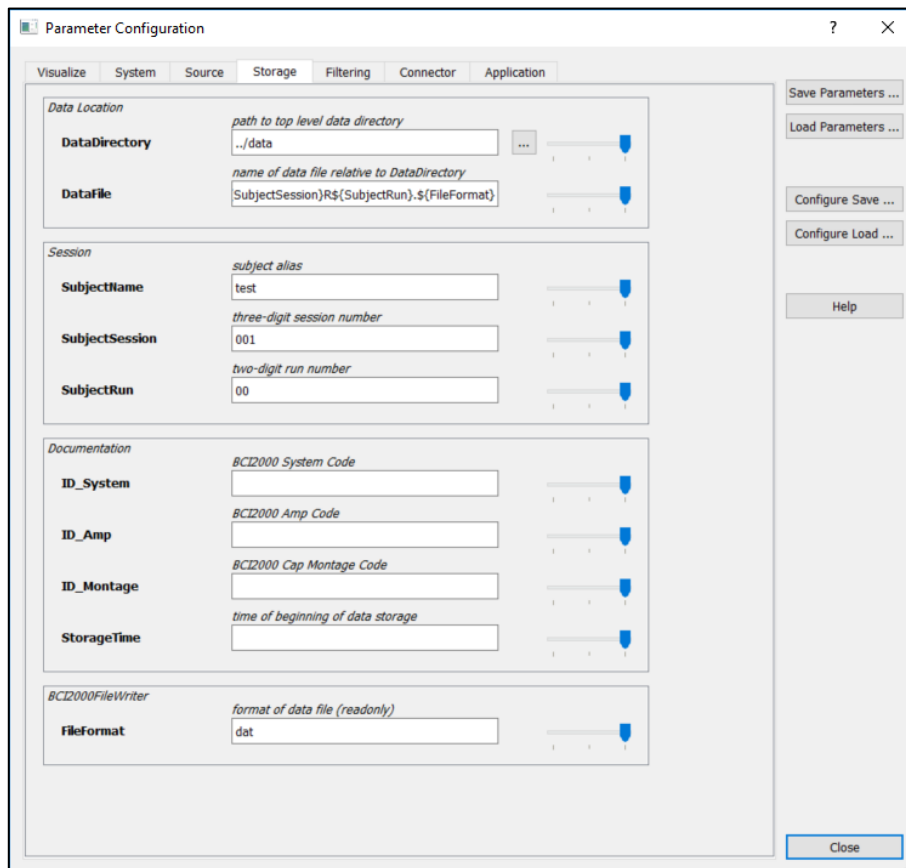
#### 4.4.2. Configuración de los parámetros

Una de las partes críticas para el funcionamiento de *P3Speller*, y obtener una buena precisión en los resultados, es una configuración correcta de los parámetros del programa. Esta se puede cambiar pulsando el botón “Config” en la vista principal del módulo “Operador” (ver figura 4-4). Una vez pulsado este botón, se abre la ventana de configuración, mostrada en la figura 4-5. A continuación, se detallan los principales parámetros que se han modificado y los valores introducidos para realizar las pruebas de la aplicación BCIMobilePhone.

##### Pestaña “Application”

En esta pestaña se configura el contenido de las matrices, el modo de funcionamiento y el desempeño temporal del paradigma. Se pueden configurar los siguientes parámetros:

- **PreRunDuration: 4s.** Establece la pausa que inicia el intento.
- **PreSequenceDuration: 4s.** Establece la pausa que precede a la primera secuencia.
- **StimulusDuration: 62.5ms.** Establece la duración del estímulo visual, es decir, cada iluminación.
- **ISIMinDuration, ISIMaxDuration: 125ms, 250ms.** Establecen la duración mínima y máxima del intervalo entre estímulos, respectivamente. Especifican el tiempo que pasa



**Figura 4-5.** Interfaz gráfica de la ventana de configuración de “Operador”. Como se puede observar tiene varias pestañas donde se configuran los parámetros correspondientes.

entre dos iluminaciones, siendo éste aleatorio, con una distribución uniforme para los valores intermedios.

- **PostSequenceDuration: 4s.** Establece la pausa que sigue a la última secuencia del intento.
- **PostRunDuration: 2s.** Establece la pausa que finaliza el intento.
- **NumberOfSequences.** Número de secuencias que compondrán un solo intento de selección de un comando. Una secuencia consiste en la iluminación de todas las filas y todas las columnas de la matriz *oddball*. El valor del número de secuencias debe ser el mismo que el del parámetro *EpochsToAverage*, el cual determina el número de épocas que deben considerarse en el promediado sincronizado (la duración de las mismas la establece *EpochLength*). Una época es la ventana temporal de señal que se procesa tras una iluminación en busca de un P300. La duración recomendada de la época es variable en cada usuario, aunque un valor adecuado suele ser de 800ms.

### **Pestaña “Filtering”**

En esta pestaña podemos configurar los parámetros más importantes respecto al filtrado los cuales son:

- **SpatialFilterType: CAR.** Aplica un filtrado espacial de referencia común, ya introducido en el capítulo 3.

- **EpochLength: 800ms.** Es el periodo de tiempo tras el estímulo que se considera en el procesado de señal para la extracción y traducción de características.
- **Classifier.** Es la matriz de pesos que contiene un clasificador individualizado para cada usuario, que se deberá generar antes, tras una sesión específica, para un correcto funcionamiento y precisión de la aplicación.

### Pestaña “Source”

En la pestaña source podremos cambiar los parámetros correspondientes con la fuente de la señal y su adquisición. Los más importantes en nuestra aplicación son:

- **ChannelNames: Fz, Cz, Pz, P3, P4, PO7, PO8, Oz.** Nombres de los electrodos utilizados para la adquisición de señal
- **SourceChannels: 8.** Número de canales que utiliza la aplicación.
- **Sampling Rate y BlockSize: 256 Hz, 8.** Frecuencia de muestreo y tamaño de cada bloque de datos.

#### 4.4.3. Comienzo de la ejecución

Una vez realizada una configuración correcta, pulsamos el botón “Start” y comienza la ejecución de la aplicación. En este momento se nos mostrará la matriz *oddball* “Menú principal” que contendrá todos los comandos necesarios para comenzar a funcionar con la aplicación BCIMobilePhone. El funcionamiento de la aplicación, así como los comandos disponibles en las 11 matrices incluidas en BCIMobilePhone, se detalla de manera exhaustiva en el apartado 4.6, “Manual de usuario”.

## 4.5. BCIMobilePhone

En este punto se explicará en detalle el diseño y la arquitectura de la aplicación distribuida BCIMobilePhone explicando brevemente la estructura del código, los ficheros que la componen y las herramientas utilizadas en su desarrollo.

### 4.5.1. Guía de programación de la aplicación

En este punto se explica de manera breve la estructura interna de la aplicación desde el punto de vista de la programación, los ficheros con código generados y las herramientas utilizadas para el desarrollo.

#### a) Modificaciones en P3Speller

En primer lugar, se comentarán las modificaciones realizadas en BCI2000 y concretamente en P3Speller, para la realización de la aplicación. Estas modificaciones han sido introducidas con Visual Studio 2012, siguiendo las instrucciones para generar el proyecto y acceder al código fuente de BCI2000 disponibles en la página web de SchalkLab [16]. El lenguaje en el que está programado BCI2000 es C++, y por consiguiente la parte de BCIMobilePhone introducida en este programa de Schalk Lab también lo está. En concreto, se han modificado los archivos “P3SpellerTask.cpp” y “P3SpellerTask.h”, y se ha introducido uno nuevo, “BluetoothClient.cpp”.

“P3SpellerTask.cpp” y “P3SpellerTask.h” son los archivos que contienen el código necesario para traducir los cambios de estado en BCI2000 en pulsaciones de teclado [16]. Un ejemplo de cambio de estado sería el que se produce cuando se selecciona un comando de la matriz. En el archivo “P3SpellerTask.cpp” se han realizado los cambios necesarios en la función

“**P3SpellerTask::onEnter**” para que en vez de traducirse la selección de la matriz en una pulsación de teclado se tradujera en una serie de comandos más complejos, que pueda interpretar la parte de la aplicación alojada en el dispositivo móvil y mandarlos por bluetooth utilizando la clase “BluetoothClient”. En el archivo de cabecera “P3SpellerTask.h” se definen parámetros importantes (como el nombre del dispositivo Bluetooth al que mandaremos el comando y la UUID del servidor Bluetooth que estará corriendo en paralelo en BCIMobilePhone) y se realiza la declaración de clase BluetoothClient, necesaria para poder crear un objeto de esta clase en P3SpellerTask.cpp.

Además, se introduce un cliente Bluetooth programado en una única clase C++, cuyo código está en el fichero “BluetoothClient.cpp”. En el fichero “P3SpellerTask.cpp” se crea este cliente bluetooth, cuya clase principal consta de 4 funciones. La que realiza la funcionalidad de enviar el comando traducido es “**send\_through\_bluetooth**”, que es una función que recibe una posición de memoria (puntero) donde se encuentra la cadena de caracteres que se quiere enviar al dispositivo móvil.

### **b) Aplicación móvil BCIMobilePhone**

Para la programación de esta parte se ha utilizado la herramienta para desarrolladores proporcionada por *Google*, *Android Studio 2.2*, en la versión para el sistema operativo Windows 10. Es una potente herramienta con un gran soporte y muchas funcionalidades, entre las que se encuentra la simulación de un dispositivo Android en el ordenador y la depuración de la aplicación en tiempo de ejecución en el dispositivo mediante una conexión USB. Además, posee una gran cantidad de información que permite corregir errores de lógica y sintácticos durante la generación del código.

La aplicación ha sido diseñada para dar soporte a todos los dispositivos con Android 5.0 o superior. Esta se compone de otras sub-aplicaciones contenidas en paquetes dentro de la aplicación general que tienen una o más actividades. Como ya se ha comentado, una aplicación Android se puede componer de varias actividades. Una actividad, tal y como se define en la API de *Google*, es una instancia de clase que presenta una interfaz gráfica al usuario y contiene los métodos necesarios para que este interactúe con ella. Cada actividad lleva asociada un fichero .xml que define la interfaz gráfica, y uno o varios archivos .java con el código de ejecución de la actividad. A continuación, se explica de manera breve la estructura de las diferentes sub-aplicaciones que componen BCIMobilePhone.

#### **Actividad principal**

El código de esta actividad está contenido en “**MainActivity.java**”. mientras que la interfaz gráfica está diseñada en “**activity\_main.xml**”.

Para comprender mejor esta actividad, conviene explicar lo que es el hilo de interfaz de usuario (UI Thread, *User Interface Thread*) que de aquí en adelante llamaremos hilo UI.

Este hilo es el proceso padre de toda la aplicación y en él se ejecuta la actividad principal. Cualquier otro proceso que se inicie en paralelo al proceso UI heredará sus atributos, pasando a ser un proceso hijo de este. Esto es importante porque la aplicación BCIMobilePhone se compone de, como mínimo, 3 procesos simultáneos, que son el UI y dos procesos hijos. Además, añadiremos uno o más por cada actividad que est abierta en un determinado instante.

A continuación, se explica a grandes rasgos el flujo principal del programa y el papel de los 3 procesos involucrados. El programa comienza con la creación del servidor Bluetooth, que se

ejecuta en los dos procesos hijos. Estos procesos se crean en las clases “**AcceptThread**” y “**ConnectedThread**” contenidas en “**MainActivity.java**”. La necesidad de crear dos hilos diferentes del UI viene dada por la naturaleza bloqueante de los métodos usados para aceptar conexiones Bluetooth. En la figura 4-6 podemos ver el flujo de la actividad principal durante la ejecución de la aplicación. El funcionamiento del servidor es el siguiente:

1. EL proceso UI instancia la clase “**AcceptThread**”, que hereda de la clase “**Thread**”, y pone en marcha un nuevo proceso hijo que ejecuta el código contenido en el método “**run()**”. Para manejar el dispositivo Bluetooth es necesario realizar una serie de operaciones las cuales no se detallarán en este documento. Una vez realizadas, la clase “**AcceptThread**” está preparada para recibir conexiones Bluetooth mediante el método bloqueante “**accept()**” de la clase “**BluetoothServerSocket**”. Esta operación crea un punto de acceso al programa mediante un socket Bluetooth, que está identificado por una UUID (*Universally Unique Identifier*), y el proceso queda bloqueado en este punto hasta que un dispositivo se conecte a este acceso.
2. Cuando llega una petición de conexión al servidor debido a que el usuario ha seleccionado un comando en el ordenador, esta se acepta y se instancia la clase “**ConnectedThread**” que también hereda de “**Thread**” y que crea un nuevo proceso hijo.
3. En este punto, el proceso que corre en “**AcceptThread**” continúa su curso y queda inmediatamente disponible para aceptar otra conexión mientras que el nuevo hilo creado por “**ConnectedThread**” se encarga de recibir y procesar los paquetes de datos que llegan al punto de acceso. Una vez procesados y convertidos en cadenas de texto, los envía al hilo principal UI para traducirlos en comandos de la aplicación. Hay que

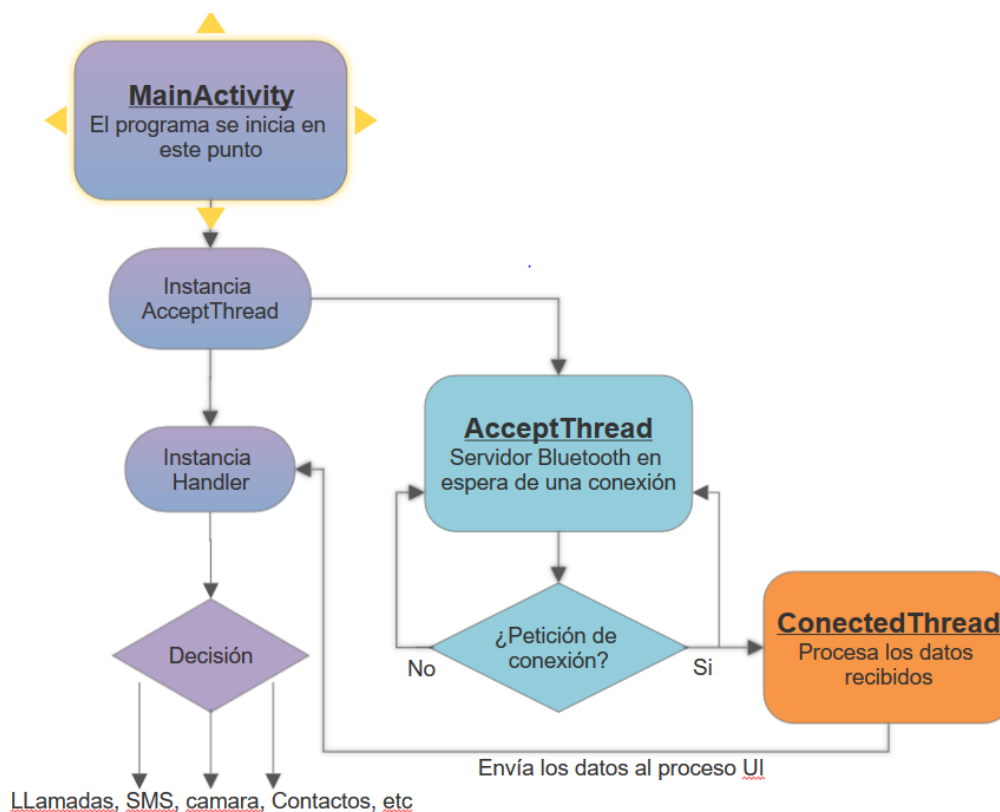


Figura 4-6. Flujo de la actividad principal de AppRunner

añadir que la comunicación entre distintos procesos no es trivial y es necesario crear un objeto de una clase que herede de una herramienta proporcionada por *Google* para tal efecto llamada "**Handler**", de la cual hay que sobrescribir varios métodos.

Una vez recibido el comando, el programa sigue su curso. En el hilo principal se llama al método "**StartActivity()**". Esta función recoge el comando recibido del servidor Bluetooth implementado y decide la siguiente acción a realizar. Es la función que contiene el algoritmo de traducción de los comandos en los pasos a seguir para realizar la acción requerida. Estas funciones se dividen en dos categorías: los comandos que inician una nueva actividad, y los comandos que controlan una actividad que ya esta abierta.

Si el comando se corresponde con la primera categoría, se inicia una nueva actividad de las disponibles: navegador, galería, cámara, contactos, *SMS*, llamadas, Twitter, alarmas, temporizador y cronometro.

Si pertenece a la segunda categoría, se manda a la actividad que debe recibirla y que debe estar abierta, a través de la herramienta de Android *LocalBroadcastManager*, una clase que permite el paso de mensajes entre actividades de una misma aplicación.

### **Aplicaciones de cámara y galería**

Estas actividades se encuentran dentro del mismo paquete: *Camera*, y pertenecen a la misma sub-aplicación. La actividad que permite hacer fotografías, la cámara, lleva asociado dos archivos **CameraActivity.java** y **CameraPreview.java** con el código que implementa una sencilla aplicación de cámara para controlar el Hardware óptico del dispositivo. Se divide en dos ficheros, ya que la lógica del programa necesita dos clases diferentes, una para captar imágenes continuamente y conseguir así una previsualización de lo que "ve" la cámara, y otra para captar la imagen en el instante que se toma la fotografía. No se utiliza la aplicación de cámara nativa porque no está preparada para interactuar con otras aplicaciones sin mediar ninguna pulsación real.

La actividad de galería lleva asociado el archivo **GalleryActivity.java** con la lógica de la aplicación de galería. Se cargan las imágenes contenidas en un directorio (definido por el usuario previamente en las preferencias de la aplicación) en una galería de visualización de imágenes que permite ver la siguiente foto, la anterior, rotar la imagen y eliminarla.

### **Aplicaciones de alarmas, temporizador y cronómetro**

Estas actividades se explican juntas porque llevan asociada la misma matriz de comandos. Están contenidas en el mismo paquete: *Events*, y forman parte de la misma sub-aplicación de *BCIMobilePhone*. La actividad de alarmas permite definir, activar, desactivar y eliminar alarmas, que puede ser configurada para sonar la siguiente vez que se cumpla la hora definida o de repetición semanal en un día prefijado por el usuario. El código de esta actividad está en los siguientes ficheros:

- **AlarmActivity.java**: define la actividad y establece la interfaz de usuario principal de la aplicación.
- **AlarmAdapter.java**: implementa una clase que permite reciclar las vistas de una lista larga, en este caso de alarmas.
- **AlarmAdapterInterface.java**: implementa una interfaz que comunica la actividad principal con *AlarmAdapter.java* para permitir el reciclado de los objetos de la lista de alarmas.

- **AlarmAddActivity.java:** abre una nueva actividad que permite definir una nueva alarma y añadirla a la lista de alarmas en la actividad principal.
- **AlarmClass.java:** define la clase que representa una alarma en la aplicación. Tiene todos los atributos y los métodos necesarios para establecer y guardar las alarmas.
- **AlarmReceivedActivity.java:** es la clase que se invoca desde el gestor de alarmas de Android cuando vence una alarma definida anteriormente por el usuario. Esta clase instancia la clase **AlarmReceiver.java**.
- **AlarmReceiver.java:** inicia una nueva actividad que reproduce el tono de alarma predeterminado del sistema y contiene todos los métodos necesarios para que el usuario pueda apagarla sin problema.

Respecto al cronómetro, todo el código está en el fichero **StopwatchActivity.java**, que define la actividad y los métodos necesarios para controlar.

En cuanto al temporizador, consta de tres clases: **TimerActivity.java**, **TimerClass.java**, **TimerAddActivity.java**. La primera define la actividad del temporizador, la segunda establece la clase que define el temporizador con todos los atributos y métodos necesarios, y la tercera es una actividad que permite añadir un temporizador a la lista y guardarlo en el sistema.

### Aplicación del navegador

Consta de una única clase que tiene el código de la actividad del navegador, **BrowserActivity.java**. Esta actividad tiene como vista principal un elemento tipo “webview”, donde se cargan las páginas web estableciendo en él un objeto de la clase “WebviewClient”, que realiza las peticiones HTTP e interpreta el código de la página para mostrarla al usuario. Además, este objeto nos permite evaluar código JavaScript dinámicamente sobre la página web recibida, lo que nos permitirá etiquetar los enlaces y establecer la lógica del navegador BCI. El código JavaScript que se utiliza para esta aplicación se encuentra en los siguientes ficheros, contenidos en la aplicación:

- **append\_key\_to\_input\_jvs.js:** función que introduce una letra seleccionada por el usuario en una entrada de texto seleccionada previamente en el webView.
- **blur\_input\_jvs.js:** deselecciona una entrada de texto previamente seleccionada por el usuario.
- **create\_labels\_jvs.js:** crea las etiquetas que permitirán seleccionar un enlace, entrada de texto, botón, etc; introduciendo el código en el buffer de la aplicación. El funcionamiento se explicará en el apartado 5.7, “Manual de usuario”.
- **delete\_key\_from\_input\_jvs.js:** función que borra una letra de una entrada de texto.
- **perform\_click\_jvs.js:** emula un click de ratón en el momento necesario.
- **prev\_page\_jvs.js:** carga la página anterior.
- **select\_tag\_jvs.js:** realiza la acción asociada a una etiqueta creada previamente. Por ejemplo, pulsa un botón, selecciona una entrada de texto, o nos lleva a la página definida por un hipervínculo correspondiente a esa etiqueta.



### Aplicación de SMS

Esta aplicación consta de 5 ficheros java con el código necesario para cargar la lista de mensajes SMS recibidos en el teléfono, la lista de mensajes enviados, y una actividad que nos permite mandar un SMS a un determinado número de teléfono. Los ficheros y su función son los siguientes:

- **ListSMSInboxActivity.java:** es la actividad que muestra al usuario todos los SMS recibidos en el teléfono en una lista, ordenados por fecha, siendo los más recientes los primeros. Para ello utiliza la clase **ListSMSAdapter**, que extiende de **RecyclerView** y permite reciclar los elementos que están visibles por el usuario y mostrarlos en forma de lista. Esto se utiliza porque si tenemos muchos mensajes recibidos, crear un elemento de lista para cada uno conllevaría un gran gasto de memoria RAM en el teléfono. Por esto se crean un determinado número de elementos, es decir, los que caben en la pantalla del usuario, y actualizan su contenido dinámicamente a medida que se hace *scroll*, siendo este método mucho más eficiente.
- **ListSMSOutboxActivity.java:** esta actividad realiza la misma función que la anterior, pero mostrando los mensajes enviados desde el terminal.
- **ListSMSActivityAdapter.java:** es una clase que extiende de **RecyclerView** e implementa los métodos necesarios para reciclar los elementos de una lista y actualizar su contenido dinámicamente cuando el usuario hace *scroll*, haciendo la aplicación mucho más eficiente.
- **NewSMSActivity.java:** esta actividad permite mandar un SMS. Consta de 2 entradas de texto, una para el número de teléfono al que queremos mandar el mensaje, y otra para el mensaje en sí. Al confirmar, el SMS se enviará al número especificado.
- **SMS.java:** es una clase java que tiene los atributos y métodos necesarios para representar un mensaje en la aplicación.

### Aplicación de contactos

Esta aplicación consta de 5 ficheros que permiten manejar los contactos del teléfono. Permite listar todos los contactos guardados ordenados alfabéticamente y seleccionarlos para editarlos, llamarlos o mandarles un SMS. Los ficheros son los siguientes:

- **ContactsMainActivity.java:** este fichero contiene el código de la actividad principal de la aplicación de contactos. Crea una lista reciclable (con las clases **ContactsAdapter** y **ContactsAdapterInterface**) con los contactos guardados en el teléfono.
- **ContactsFormActivity.java:** contiene el código de una actividad que muestra al usuario un formulario que permite editar un contacto (si se llama a la actividad desde un contacto seleccionado) o crear uno nuevo (si se llama a la actividad desde el botón correspondiente).
- **ContactsDialog.java:** contiene el código de la actividad que se abre al seleccionar un contacto de la lista desde la actividad principal de la aplicación de contactos. Es una vista con la información general y 3 botones que permiten mandar un SMS, llamar o editar el contacto seleccionado.
- **ContactsAdapter.java:** es una clase que permite crear una lista de elementos reciclables, como ya se ha comentado en otras aplicaciones de BCIMobilePhone.
- **ContactsAdapterInterface.java:** es una interfaz que permite reescribir métodos necesarios de **ContactsAdapter** en **ContactsMainActivity**.

### Aplicación de Twitter

Con esta aplicación interna de BCIMobilePhone podemos controlar la mayoría de funcionalidades de la red social. En concreto, podremos ver los tweets de las cuentas a las que seguimos, ver nuestro perfil, dar me gusta, retweetear, responder, iniciar una conversación o escribir un tweet.

Para utilizarla deberemos iniciar una sesión previamente mediante el botón disponible en la actividad principal. Los datos de esta sesión se guardan en las preferencias de la aplicación, de modo que no será necesario reintroducirlos cada vez que se inicie BCIMobilePhone.

El código de esta aplicación se encuentra en el paquete Twitter dentro de BCIMobilePhone, y consta de 10 ficheros, explicados a continuación:

- **TwitterMainActivity.java:** contiene el código de la actividad principal de la aplicación de Twitter, que carga los tweets escritos y retweeteados por las cuentas a las que sigue la cuenta con la que se ha abierto sesión.
- **TwitterProfileActivity.java:** contiene el código de la actividad que muestra el perfil del usuario. Muestra los tweets escritos y retweeteados por la cuenta con la que se ha iniciado sesión en la aplicación de Twitter en una lista de elementos reciclables, como las que ya se han explicado.
- **TwitterReplyActivity.java:** contiene el código de la clase que implementa la actividad de respuesta a un tweet. En ella se carga la clase **TwitterWriteTweetFragment**, que extiende de **fragment**, donde se escribe la respuesta y se muestra el usuario.
- **TwitterPrivateMessageActivity.java:** contiene el código de la actividad que se abre al seleccionar el comando de mensaje privado. En ella se carga la clase **TwitterWriteTweetFragment**, que extiende de **fragment**, donde se escribe el mensaje y se muestra el usuario.
- **TwitterWriteTweetFragment.java:** contiene el código de una clase que extiende de **fragment**. Esta clase es reutilizable y se usa en las actividades que lo requieren, permitiendo escribir un nuevo tweet.
- **TwitterLaunchTweet.java:** es una interfaz que permite la comunicación entre **CustomTweetTimelineAdapter** y la anterior actividad usada para mostrar el timeline.
- **TwitterTweetIdentification.java:** esta clase identifica cada tweet mostrado en un timeline y le asigna una etiqueta numérica a partir de la cual se podrá seleccionar para mostrar su información detallada.
- **TwitterPrivateMessageApiClient.java:** contiene una clase que extiende de **TwitterApiClient** para proveer un cliente que implementa la funcionalidad de mandar un mensaje directo a través de una interfaz incluida en el mismo fichero.
- **TwitterDialogActivity.java:** es el fichero que contiene el código de la actividad que muestra un tweet seleccionado por el usuario previamente
- **CustomTweetTimelineAdapter.java:** clase que permite etiquetar con un número a la derecha de cada tweet para que el usuario pueda seleccionar y desplegar la información detallada y las acciones disponibles.

La figura 4-7 muestra la arquitectura general de BCIMobilePhone, explicada en este apartado.

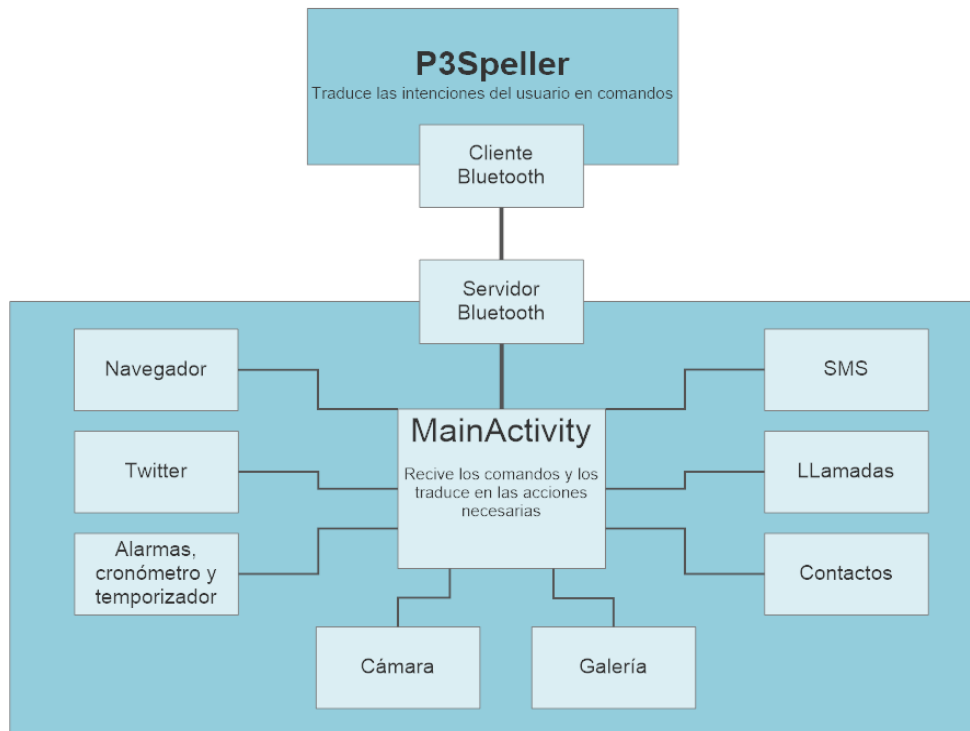


Figura 4-7. Estructura del sistema BCIMobilePhone desde el punto de vista de la lógica de programación.

## 4.6. MANUAL DE USUARIO

En este apartado se realiza un análisis detallado del funcionamiento de la aplicación con la intención de servir de manual de usuario, explicando la navegación por la aplicación y comentando en detalle las funciones de las distintas aplicaciones integradas en BCIMobilePhone.

### 4.6.1. Introducción a la navegación por la aplicación

La navegación por la aplicación es sencilla e intuitiva. En la parte del ordenador, BCIMobilePhone consta de 10 matrices diferentes que servirán para controlar todas las funcionalidades que ofrece este sistema. En función de los comandos seleccionados en cada una de ellas, se realizará la tarea correspondiente en el teléfono móvil, que mostrará al usuario por pantalla las operaciones disponibles en cada situación con los mismos iconos y símbolos que se pueden seleccionar en la matriz que se visualiza en el ordenador. Adicionalmente, siempre se introduce un comando que permite volver al estado anterior de la última selección. A continuación, se detallan las distintas matrices, los comandos disponibles en cada una de ellas, y la operación que desencadenan en el teléfono móvil al ser seleccionados.



Figura 4-8. Matriz del menú principal.

#### 4.6.2. Menú principal

La figura 4-8 muestra la matriz principal del sistema, de tamaño 4x3. Es la matriz que se muestra en BC12000 al comenzar a funcionar la aplicación, y se regresará a ella cuando se quiera cambiar de una aplicación interna de BCIMobilePhone a otra. Consta de los siguientes comandos:

##### Comando alarma

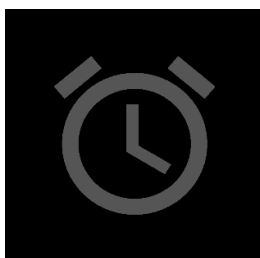


Figura 4-9. Comando Alarma.

Al seleccionar este comando, en el ordenador se nos mostrará la matriz para el manejo de las alarmas, que coincide con la de las aplicaciones de temporizador y cronómetro. Por otra parte, BCIMobilePhone iniciará la aplicación correspondiente.

En el apartado 4.7.4 se explica en detalle el funcionamiento de esta aplicación, así como todas sus posibilidades.

### **Comando temporizador**

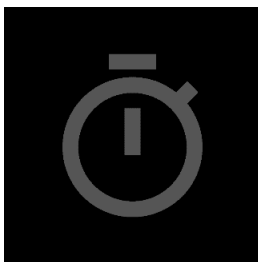


**Figura 4-10.** Comando Temporizador.

Al seleccionar este comando, en el ordenador se nos mostrará la matriz para el manejo del temporizador, que coincide con la de las aplicaciones de alarma y cronómetro. Por otra parte, BCIMobilePhone iniciará la aplicación correspondiente.

En el apartado 4.7.4 se explica en detalle el funcionamiento del temporizador, así como todas sus posibilidades.

### **Comando cronómetro**



**Figura 4-11.** Comando Cronómetro.

Al seleccionar este comando, en el ordenador se nos mostrará la matriz para el manejo del cronómetro, que coincide con la de las aplicaciones de temporizador y alarma. Por otra parte, BCIMobilePhone iniciará la aplicación correspondiente.

En el apartado 4.7.4 se explica en detalle el funcionamiento del cronómetro, así como todas sus posibilidades.

### **Comando navegador**



**Figura 4-12.** Comando Navegador.

Al seleccionar este comando, en el ordenador se nos mostrará la matriz para el manejo del navegador incluido en el sistema. Además, BCIMobilePhone iniciará la aplicación de navegación por internet.

En el apartado 4.7.5 se explica en detalle el funcionamiento del navegador, así como todas sus posibilidades.

### **Comando llamada**

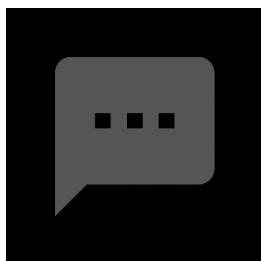


**Figura 4-13.** Comando Llamadas.

Al seleccionar este comando, en el ordenador se nos mostrará la matriz para el manejo de la aplicación de llamadas, que incluirá los comandos necesarios.

En el apartado 4.7.6 se explica en detalle el funcionamiento de las llamadas, así como todas sus posibilidades.

### **Comando SMS**



**Figura 4-14.** Comando SMS.

Al seleccionar este comando, se inicia la aplicación de envío de mensajes de tipo SMS, y se mostrará la matriz de control correspondiente. Esta aplicación nos permitirá ver los SMS recibidos, enviados, y crear un nuevo SMS a un número de nuestra elección.

En el apartado 4.7.7 se explica en detalle el funcionamiento de la aplicación de SMS, así como todas sus posibilidades.

### **Comando contactos**

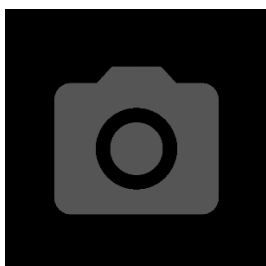


**Figura 4-15.** Comando Contactos.

Al seleccionar este comando, se inicia la aplicación para el manejo de contactos y se muestra la matriz de control correspondiente. Esta aplicación nos permitirá añadir un contacto, buscar contactos, editarlos, llamar o mandar un mensaje, entre otras operaciones.

En el apartado 4.7.8 se explica en detalle el funcionamiento de esta aplicación, así como todas sus posibilidades.

### **Comando cámara**



**Figura 4-16.** Comando Cámara.

Al seleccionar este comando, se inicia la aplicación de la cámara y se muestra la matriz de control correspondiente, que en este caso coincide con la de la galería. Esta aplicación nos permitirá hacer una foto y añadirla a la galería.

En el apartado 5.7.9 se explica en detalle el funcionamiento del cronómetro, así como todas sus posibilidades.

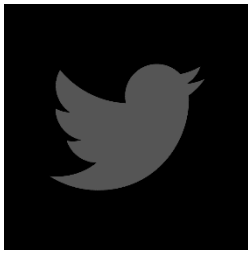
### **Comando galería**



**Figura 4-17.** Comando Galería.

Al seleccionar este comando, se inicia la aplicación para el manejo la galería y se muestra la matriz de control correspondiente. Esta aplicación nos permitirá ver las fotografías existentes en un directorio seleccionable.

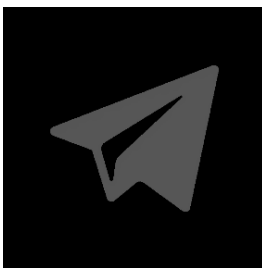
En el apartado 4.7.9 se explica en detalle el funcionamiento de la galería, así como todas sus posibilidades.

**Comando Twitter**

**Figura 4-18.** Comando Twitter.

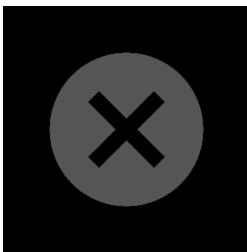
Al seleccionar este comando, se inicia la aplicación de Twitter integrada en BCIMobilePhone. Con ella se podrán escribir tweets, retweetear, dar me gusta, responder, mandar mensajes privados, etc.

En el apartado 4.7.10 se explica en detalle el funcionamiento de Twitter con todas sus posibilidades.

**Comando Telegram**

**Figura 4-19.** Comando Telegram.

Al seleccionar este comando, se inicia la aplicación de Telegram integrada en BCIMobilePhone. Esta incluye la mayoría de las funciones de la aplicación comercial. Sin embargo, está aún en proceso de desarrollo y no se ha podido incluir en las pruebas realizadas para este TFM, de modo que no se explicarán sus funcionalidades.

**Comando back**

**Figura 4-20.** Comando Back.

Este comando permite cerrar cualquier aplicación incluida en BCIMobilePhone que este abierta en ese momento. Al seleccionarlo, se cerrará la actividad actual y se volverá a la pantalla principal de BCIMobilePhone.

### 4.6.3. Matriz de teclado

Esta matriz (figura 4-21) se usa en muchas de las aplicaciones integradas dentro del sistema BCIMobilePhone. La matriz de teclado tiene todas las funciones que se necesitan para poder escribir, borrar y navegar por los formularios de una aplicación. Aparte de letras, números y otros signos que podremos escribir en las entradas de texto, se incluyen comandos cuyos símbolos son los habituales de un teclado o tienen letras aclaratorias para su identificación:

- **Comando borrar:** borra el último carácter de la entrada de texto seleccionada actualmente.
- **Comando clear:** borra todo el texto de la entrada seleccionada actualmente.

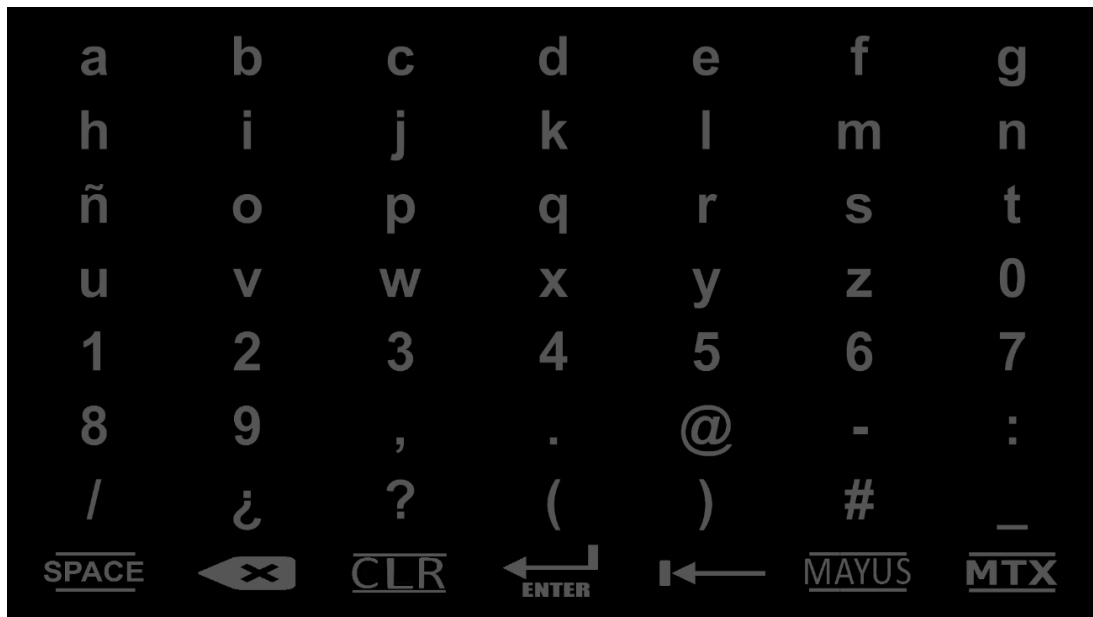


Figura 4-21. Matriz para el manejo de alarmas, temporizador y cronómetro.

- **Comando enter:** selecciona la siguiente entrada de texto o la operación correspondiente si estamos al final del formulario.
- **Tabulador hacia atrás:** selecciona la entrada de texto anterior a la actual.
- **MTX:** cambia a la matriz de aplicación desde la que hemos abierto la matriz de teclado.

#### 4.6.4. Aplicación de alarmas, cronómetro y temporizador

La figura 4-22 muestra la matriz correspondiente al manejo de las alarmas, temporizador y cronómetro. La figura 4-23 muestra algunas capturas de pantalla esta aplicación que permiten

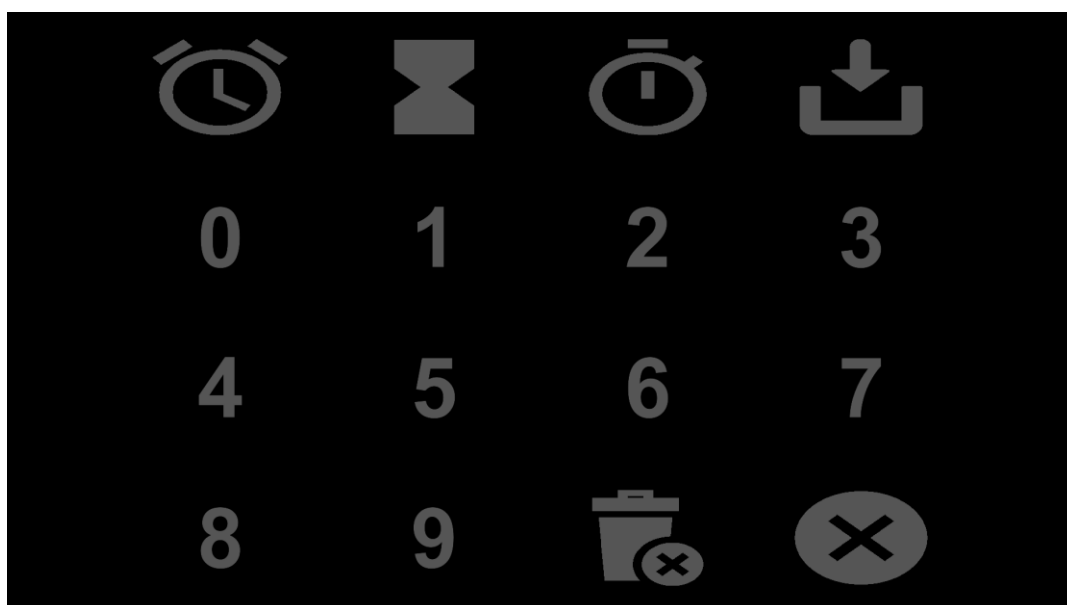
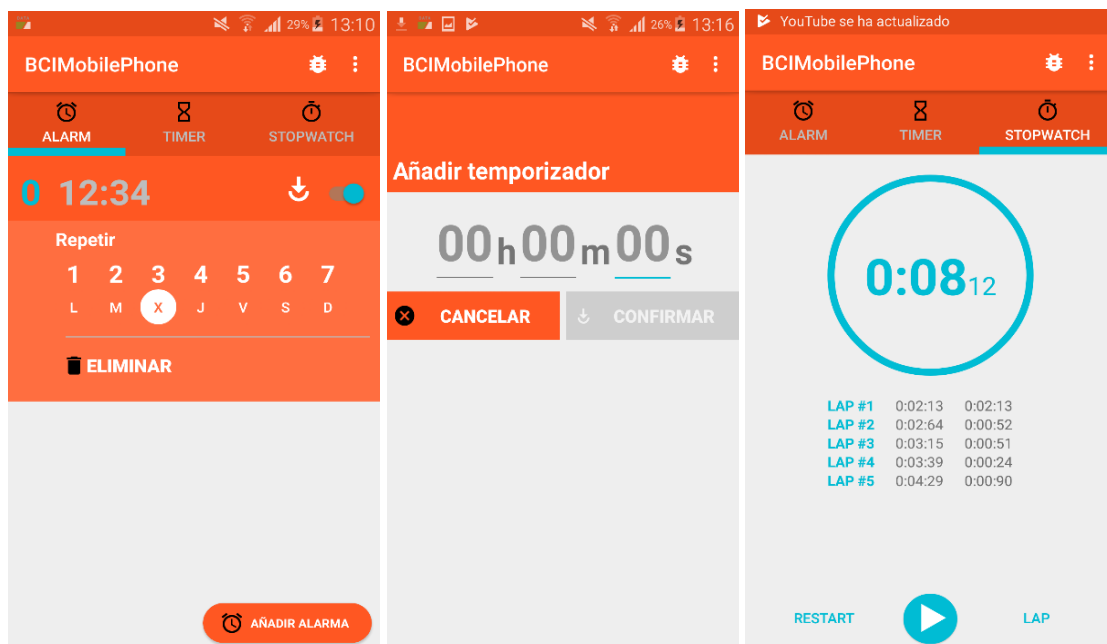


Figura 4-22. Matriz para el manejo de alarmas, temporizador y cronómetro.





**Figura 4-23.** Capturas de pantalla de las aplicaciones de alarmas, temporizador y cronómetro: (a) pantalla principal del apartado de alarmas con una alarma desplegada (b) pantalla para añadir un temporizador, y (c) ventana principal de la aplicación de cronómetro.

entender mejor lo explicado en este apartado. A continuación, se describen los comandos y operaciones disponibles:

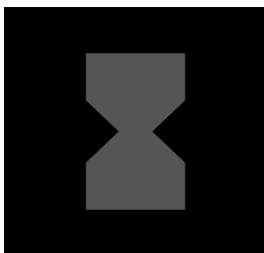
#### **Comando alarma**



**Figura 4-24.** Comando Alarma.

Este comando tiene dos funciones. Si nos encontramos en la parte del temporizador o el cronómetro, nos llevará al apartado de alarmas. Por tanto, tiene una función de navegación por la aplicación. Por otro lado, si ya nos encontramos en la sección de alarmas, seleccionarlo nos permitirá añadir una nueva alarma, como se indica en el botón correspondiente “Añadir alarma” en la pantalla principal de la sección de alarmas ilustrada en la figura x (a).

#### **Comando temporizador**



**Figura 4-25.** Comando Temporizador.

Este comando también tiene dos funciones. Por un lado, permite la navegación al temporizador desde los apartados de alarmas y cronómetro. Por otro lado, si es seleccionado desde dentro del temporizador, nos lleva a la ventana mostrada en la figura 24 (b), desde podremos añadir un nuevo temporizador para después usarlo.

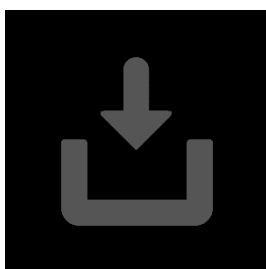
### **Comando cronómetro**



**Figura 4-26.** Comando Cronómetro.

Al igual que los anteriores permite la navegación desde los otros apartados de alarmas y temporizador hasta la ventana de cronómetro. Sin embargo, no tiene una doble función, ya que la funcionalidad de cronómetro se maneja con números y el botón de acción, que se verá a continuación.

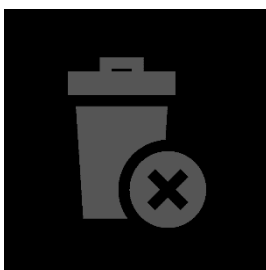
### **Comando de acción**



**Figura 4-27.** Comando de Acción.

Este es un botón multiusos que nos permitirá realizar ciertas acciones dentro de las aplicaciones de alarmas, temporizador y cronómetro. En función de dónde nos encontremos, podremos activar una alarma, confirmar una acción o iniciar el cronómetro, como se puede ver en la figura 24 (a) y (b). La función que realiza en cada caso queda determinada por el botón al que representa dentro de la vista la aplicación en el móvil, siendo muy intuitivo.

### **Comando de borrado**



**Figura 4-28.** Comando de Borrado.

Únicamente tiene uso en el apartado de alarmas, donde nos permitirá borrar la alarma seleccionada en un instante.

### **Comandos numéricos**

Permiten escribir números, por ejemplo, para añadir una alarma, o activar botones para realizar acciones de una manera muy intuitiva descrita por la interfaz de la aplicación.

#### 4.6.5. Aplicación del navegador

El navegador que incluye BCIMobilePhone permite visitar páginas por internet y realizar todas las tareas que se hacen con otros navegadores comerciales. Para ello, la aplicación etiqueta con números los botones e hipervínculos de las páginas web que desempeñan alguna función.

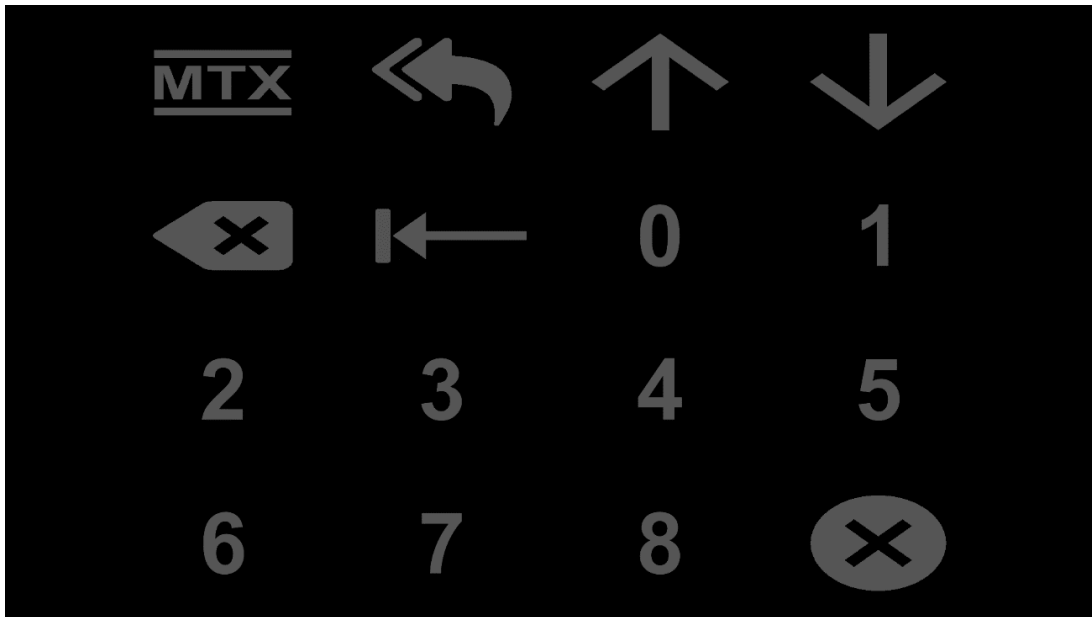


Figura 4-29. Matriz de control del navegador.

Posteriormente, el usuario deberá introducir en el buffer del navegador el código numérico de una etiqueta para desencadenar la acción que esta representa.

La figura 4-29 muestra la matriz de control del navegador. Esta matriz dispone de comandos y números, en la línea del resto de la aplicación. A continuación, se detallan las funciones disponibles para el navegador.

#### Comando MTX



Figura 4-30. Comando MTX.

Este comando aparece repetidamente en varias matrices de control en BCIMobilePhone. Con él podemos cambiar en cualquier momento a la matriz de teclado para escribir algo en una entrada de texto. En el caso del navegador, nos permitirá realizar búsquedas, rellenar formularios, etc.

#### Comando página anterior

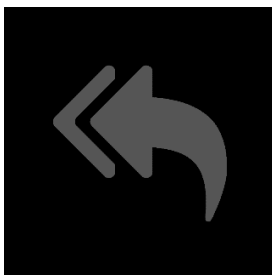


Figura 4-31. Comando Página Anterior.

Este comando nos permite volver a la anterior página cargada en el navegador, de la misma forma que el botón análogo de buscadores como Chrome o Firefox.

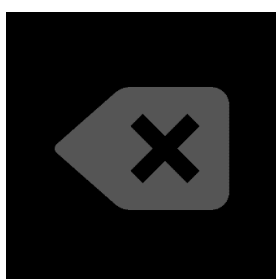
### **Comando scroll up y scroll down**



**Figura 4-32.** Comando Scroll.

Estos dos comandos permiten realizar *scroll* hacia arriba y hacia abajo en la página web cargada en el momento de la selección. Esto nos da una experiencia de navegación similar a la que podemos conseguir con un ratón en otros navegadores convencionales. La figura muestra el símbolo de *scroll* hacia abajo, siendo el de *scroll* hacia arriba similar, pero con la flecha apuntando hacia arriba.

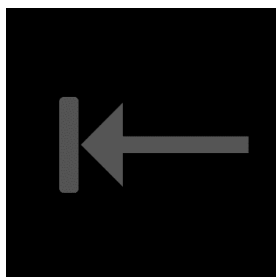
### **Comando borrar**



**Figura 4-33.** Comando Borrar.

Tiene la misma función que en el caso de la matriz de teclado de BCIMobilePhone y representa la tecla de borrado con retroceso de un teclado convencional. Nos permitirá corregir errores de escritura durante la navegación, por ejemplo, al rellenar un formulario o para cambiar la selección del buffer.

### **Comando tabulador hacia atrás**



**Figura 4-34.** Comando Tabulador hacia atrás.

Esta tecla nos permite navegar por las distintas entradas de texto que podemos encontrarnos durante la navegación. Si hemos seleccionado en el buffer una entrada de texto disponible en la página web cambiada y posteriormente queremos seleccionar un botón, saldremos de la entrada de texto pulsando esta tecla para poder escribir de nuevo en el buffer.

### **Comandos numéricos**

Permiten escribir números en cualquier entrada de texto. Con ellos se podrán seleccionar las distintas etiquetas asignadas por la aplicación a la página web escribiendo el correspondiente número en el buffer. La figura 4-35 muestra la vista principal del navegador de BCIMobilePhone, donde podemos apreciar la entrada de texto del buffer, la dirección de la página cargada, y la web con las etiquetas numéricas asignadas.

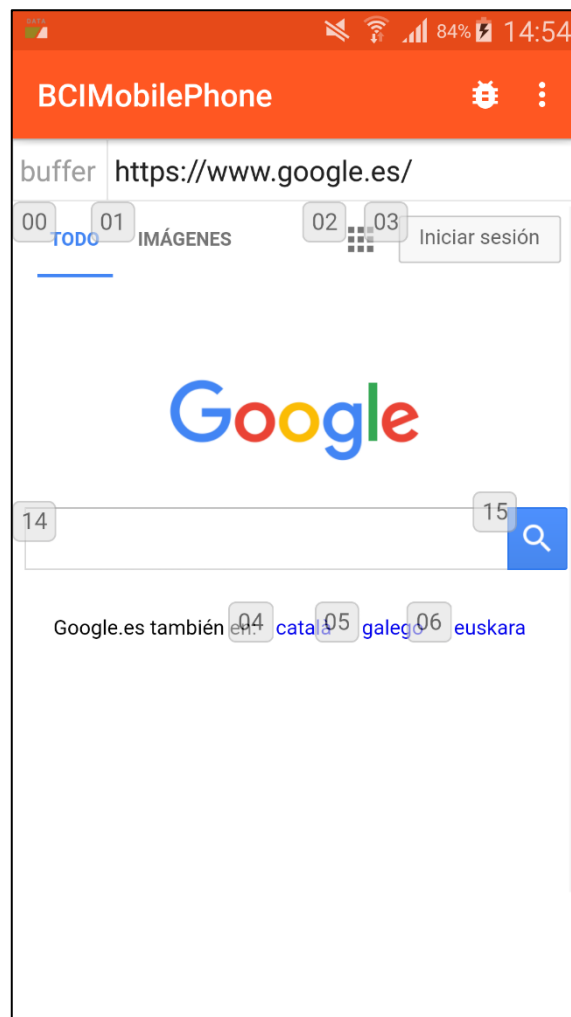


Figura 4-35. Vista principal del navegador de BCIMobilePhone.

#### 4.6.6. Aplicación de llamadas

El control de las llamadas en BCIMobilePhone es sencillo e intuitivo, y funciona de manera similar a la aplicación nativa normal de un Smartphone. La vista principal, mostrada en la figura 4-38 (a), consta de una única entrada de texto donde se debe poner el número de teléfono al que se quiere llamar. Para marcar, debemos seleccionar el icono de llamada. También se incluyen las opciones de borrado con retroceso y limpiado de la entrada de texto, ya explicadas en la matriz de teclado. La matriz de control de esta aplicación se muestra en la figura 4-36.

Adicionalmente, se incluye la posibilidad de llamar a un contacto guardado previamente en el teléfono. Para ello se debe seleccionar el icono correspondiente, que nos llevara a la aplicación de contactos, que se explicará posteriormente en detalle, desde donde se podrá llamar a la persona deseada.

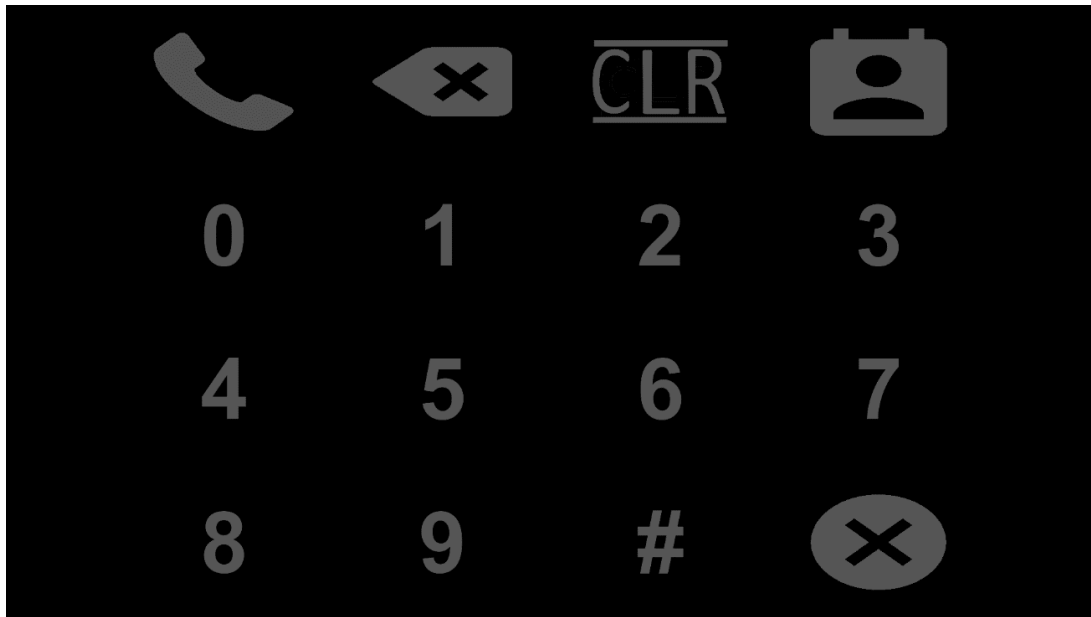


Figura 4-36. Matriz para el control de las llamadas.

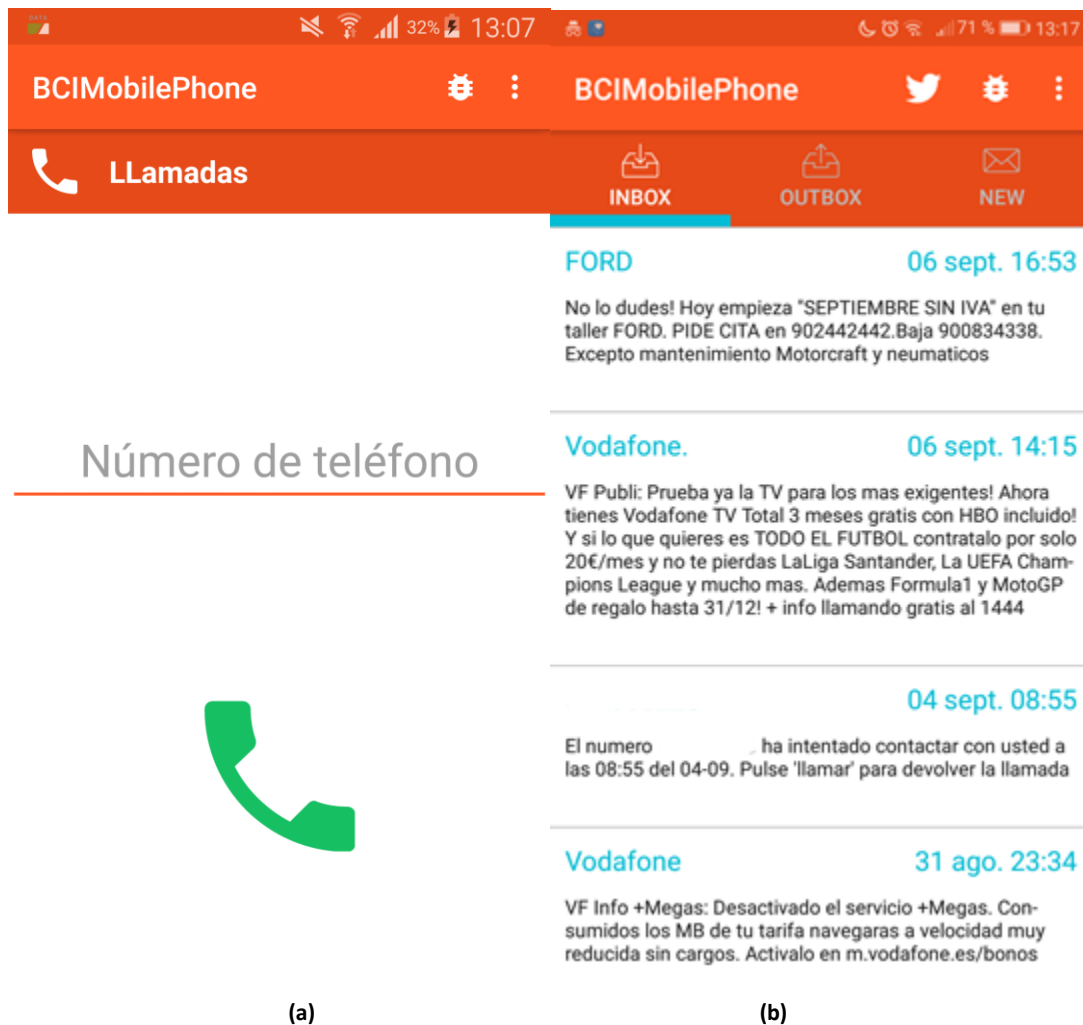


Figura 4-37. Vistas principales de las aplicaciones de Llamadas (a) y SMS (b).

#### 4.6.7. Aplicación de SMS

La aplicación de SMS tiene tres partes, como puede verse en la vista principal de la bandeja de entrada mostrada en la figura 4-37 (b): bandeja de entrada, bandeja de salida y nuevo SMS. Para navegar entre ellas, disponemos de los 3 primeros símbolos de la matriz de control (figura 4-38), cada uno correspondiente a un apartado.

En la bandeja de entrada se presentan los mensajes recibidos en el teléfono, pudiéndonos desplazar por la lista con *scroll* hacia arriba y hacia abajo. En la bandeja de salida podemos ver los mensajes enviados con el teléfono, teniendo también la opción de *scroll* hacia arriba o hacia abajo. Si seleccionamos el comando de nuevo SMS, automáticamente nos aparecerá la matriz de teclado con la cual podremos rellenar las entradas de texto del número de teléfono y el mensaje. Para desplazarnos entre las dos entradas o mandar el mensaje, se utilizarán las teclas enter (acceder a la siguiente entrada o mandar el SMS) y tabulador hacia atrás (seleccionar la anterior entrada).

#### 4.6.8. Manejo de contactos

La aplicación de contactos se controla con la matriz mostrada en la figura 4-39, que nos permite realizar todas las tareas de la aplicación por defecto del teléfono. La vista principal de esta aplicación, mostrada en la figura 4-40 (a), se compone de una lista ordenada alfabéticamente con los contactos guardados en el teléfono. Desde esta vista podremos añadir un contacto, hacer *scroll* hacia arriba y hacia abajo, y seleccionar un contacto mediante el número de su etiqueta. Una vez seleccionado un contacto, aparece la vista mostrada en la figura 4-40 (b), que permite mandar un SMS (seleccionando el cero), llamar (seleccionando el uno) o editar el contacto (seleccionando el dos). También podremos borrarlo con el comando correspondiente. Para añadir o editar la información de un contacto, se accederá a la vista mostrada en la figura 4-40 (c) se deberá hacer uso de la matriz de teclado. Esta está accesible, como ya se ha explicado, mediante el comando MTX.

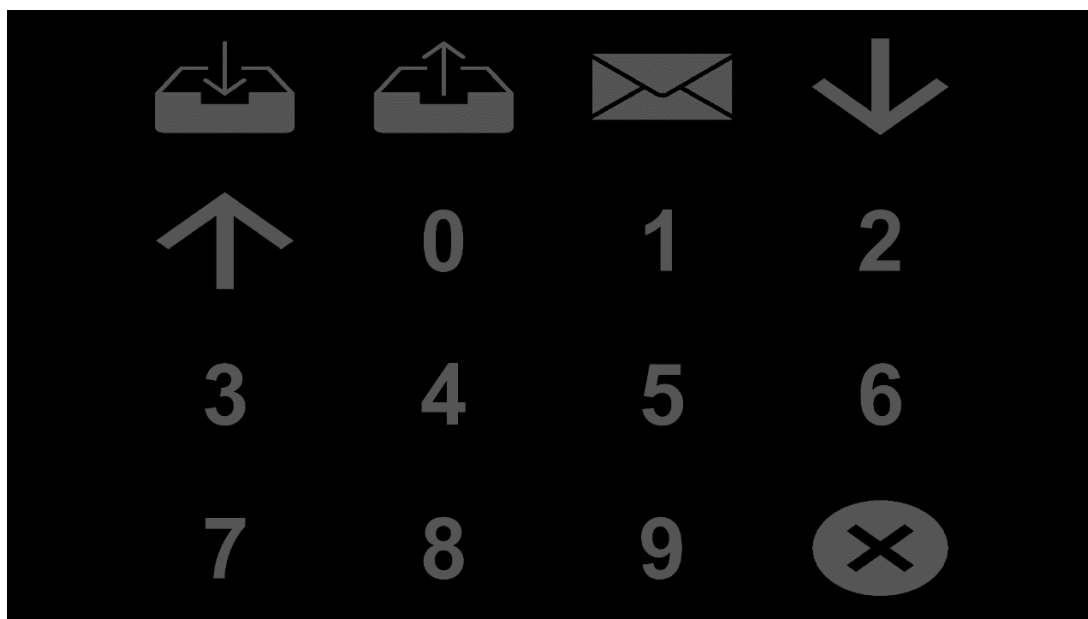


Figura 4-38. Matriz para el control de la aplicación de SMS.

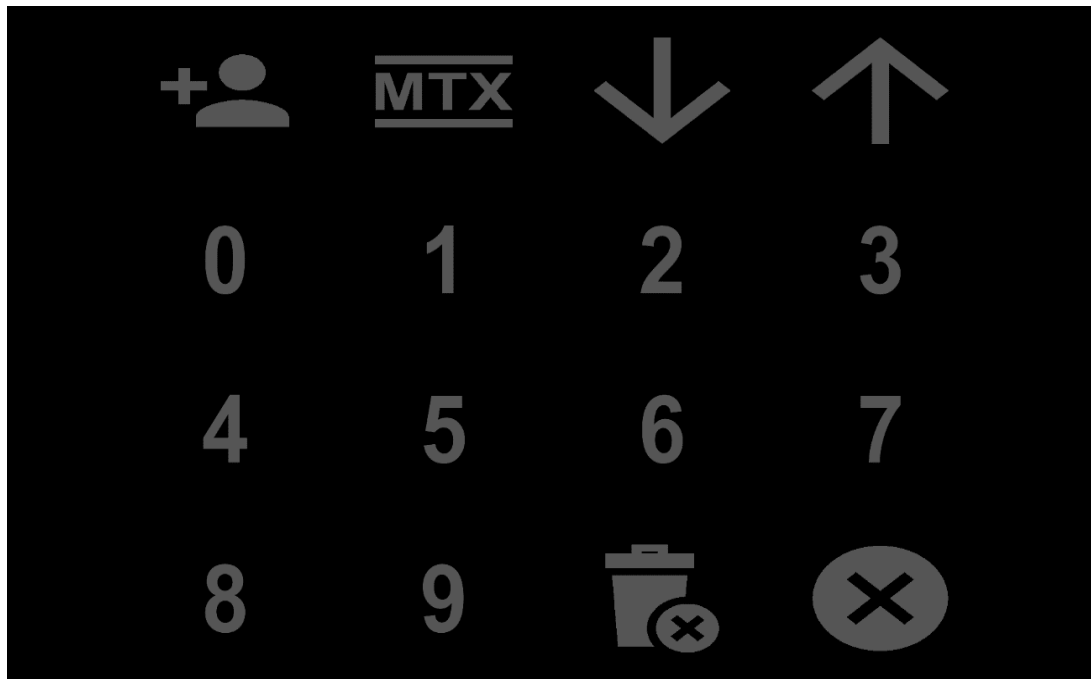


Figura 4-39. Matriz para el control de la aplicación de contactos.

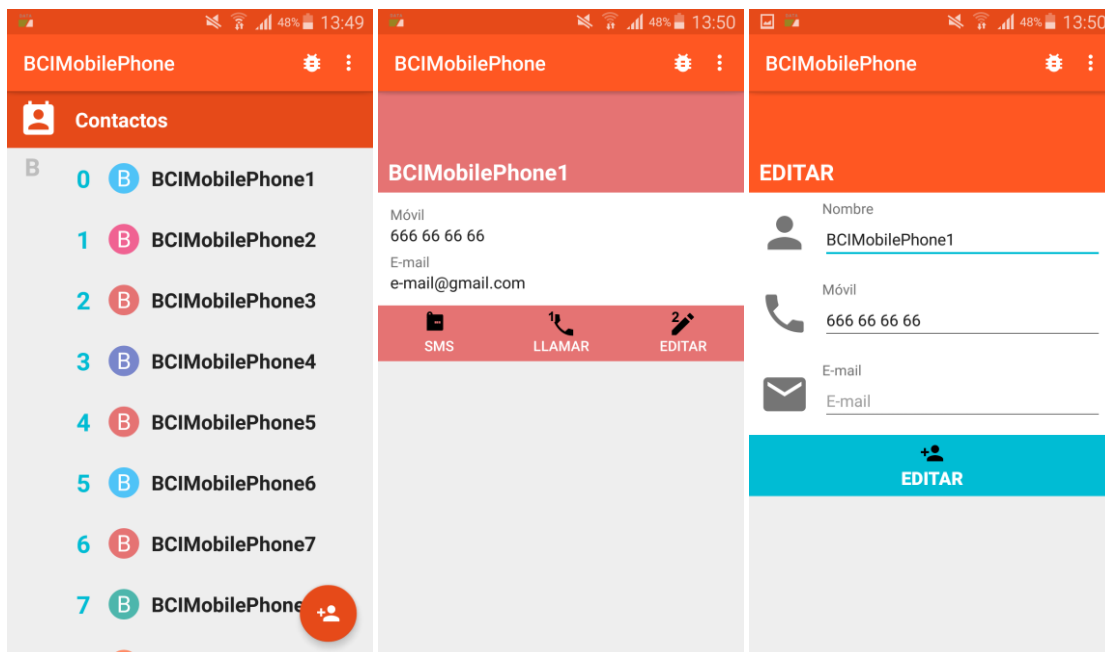


Figura 4-40. Capturas de pantalla de las vistas de la aplicación de contactos, de izquierda a derecha: (a) vista principal con la lista de contactos (b) vista una vez seleccionado un contacto, y (c) ventana de edición de un contacto.





Figura 4-41. Matriz para el control de la aplicación de galería y cámara.

#### 4.6.9. Manejo de cámara y galería

El control de la cámara y la galería se realiza con la misma matriz, mostrada en la figura 4-41. Los 3 primeros comandos (siguiente imagen, anterior imagen y rotar imagen) constituyen los comandos de la galería, y servirán para visualizar las fotografías almacenadas que se encuentran en el directorio correspondiente configurado en las preferencias de la BCIMobilePhone. El comando de sacar fotografía es accesible únicamente desde la vista de la cámara, sacando una instantánea en el momento de su selección. La instantánea se guardará en el mismo directorio indicado para la galería. Mediante los comandos numéricos se podrán realizar otras funciones en próximas versiones.

#### 4.6.10. Manejo de Twitter

BCIMobilePhone incorpora una aplicación que permite utilizar la red social Twitter con BCI. Entre las posibilidades incorporadas se encuentran: ver el timeline, el perfil, escribir un tweet, dar a “me gusta”, retweetear, responder un tweet y mandar mensajes privados. Para poder utilizar esta aplicación es necesario tener una cuenta de Twitter creada anteriormente y abrir una sesión en el menú principal de BCIMobilePhone. La matriz de control mostrada en BCI2000 se ilustra en la figura 4-45.

La actividad correspondiente al comando home, que muestra el timeline de Twitter, se muestra en la figura 4-46 (a). La vista del perfil de la cuenta se muestra en la figura 4-46(b). Si se selecciona un determinado tweet, se accede a la vista mostrada en la figura 4-46(c), que nos permite dar me gusta, responder o retweetear.

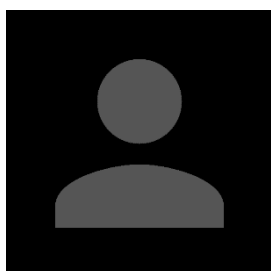
### **Comando home**



**Figura 4-42.** Comando Home.

Este comando nos lleva a la ventana principal de la aplicación e Twitter incorporada en BCIMobilePhone. En ella podemos ver los tweets generados y retweeteados por las cuentas a las que seguimos, seleccionar un tweet (mediante los comandos numéricos), hacer *scroll* hacia arriba y hacia abajo, etc.

### **Comando perfil**



**Figura 4-43** Comando Perfil.

Este comando nos lleva a la vista del perfil de la cuenta de Twitter que tiene iniciada una sesión. En ella podemos ver los tweets generados y retweeteados por la cuenta configurada en BCIMobilePhone, y realizar sobre ellos las mismas acciones que se han explicado anteriormente.

### **Comando escribir tweet**



**Figura 4-44.** Comando Escribir Tweet.

Al seleccionar este comando, la aplicación nos lleva a la actividad de creación de un nuevo tweet. El funcionamiento es análogo a otras actividades parecidas dentro de BCIMobilePhone. Se deberá utilizar la matriz de teclado para escribir el texto deseado y posteriormente confirmar la operación seleccionando el comando escribir tweet de nuevo.



Figura 4-45. Matriz para el control de la aplicación de Twitter de BCMobilePhone.

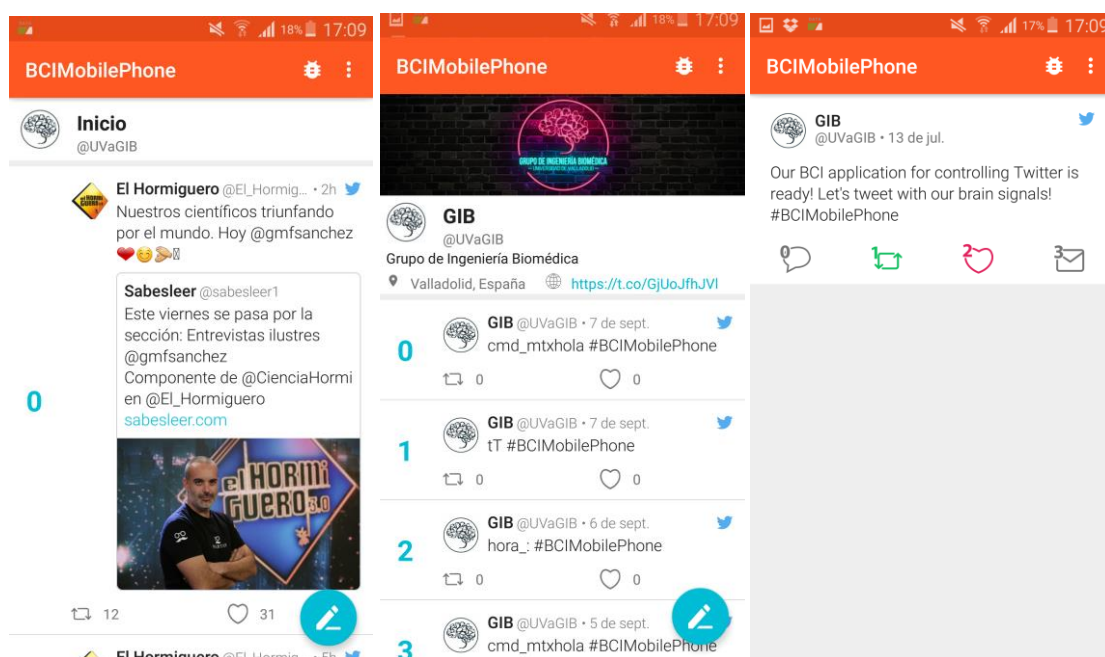


Figura 4-46. Capturas de pantalla de las vistas de la aplicación de contactos, de izquierda a derecha: (a) vista principal con la lista de contactos (b) vista una vez seleccionado un contacto, y (c) ventana de edición de un contacto.



# CAPÍTULO 5

## EVALUACIÓN DE LA APLICACIÓN

En este capítulo se detalla el proceso que se ha seguido para la evaluación de la aplicación, la población de estudio y las pruebas que se han realizado.

### 5.1. POBLACIÓN DE ESTUDIO

La población de estudio ha consistido en 5 sujetos de control sanos. Las características demográficas se recogen en la tabla 5-1. Todos los sujetos fueron informados debidamente del objetivo del estudio y dieron su consentimiento para participar.

	SEXO	EDAD	EXPERIENCIA EN BCI	PARTICIPACIÓN EN OTROS ESTUDIOS
S1	Hombre	24	Sí	Sí
S2	Hombre	25	Sí	Sí
S3	Hombre	25	No	No
S4	Mujer	32	Sí	Sí
S5	Hombre	25	Sí	Sí

Tabla 5-1. Datos demográficos de la población de estudio.

### 5.2. PROCEDIMIENTO DE EVALUACIÓN

La aplicación se ha evaluado en dos sesiones distintas con 5 cinco sujetos sanos, cuatro varones y una mujer, cuyas edades comprenden desde los 23 años hasta los 31 años. Cuatro de los sujetos tenían experiencia en sistemas BCI con señal de control P300, mientras que uno de ellos no había manejado nunca una aplicación de estas características.

La primera sesión fue orientada a calcular el clasificador para el sujeto y a realizar una primera demostración de la aplicación, que servirá de entrenamiento para la segunda sesión.

La segunda sesión se realizó una demostración más exhaustiva de las funcionalidades de la aplicación, con tareas más largas y de más dificultad.

Los electrodos utilizados aparecen en la Figura 4-2 y su localización tampoco ha sido modificada entre sesiones. Los parámetros de P3Speller se han mantenido constantes según lo explicado en el anterior capítulo, variando únicamente el número de estímulos necesarios para una selección dependiendo de los resultados del clasificador del usuario.

A continuación, se describe el objetivo y las especificaciones de la aplicación para cada sesión, dispuestas en días distintos.

#### 5.2.1. Primera sesión

Esta primera sesión se divide en dos partes bien diferenciadas. Una primera parte con una duración estimada de unos 25 minutos, orientada a calcular el clasificador con los pesos específicos del usuario, y una segunda parte orientada a introducir al usuario en el manejo de la

aplicación BCIMobilePhone con una duración de otros 15 minutos. El tiempo total es mayor debido de la necesidad de preparar las tareas, colocación del equipo, descanso, etc.

El objetivo de la primera parte de esta sesión es, como se ha comentado, calibrar el clasificador para cada usuario utilizando el algoritmo SWLDA. Para ello se realizaron 4 rondas de 6 intentos cada una. Para realizar esta primera parte de la sesión se utilizó la matriz de teclado, con unas dimensiones de 6 x 9, debido a que es la de mayor tamaño.

La tarea de los sujetos consistía en mirar fijamente a la letra o número que tocara en cada momento sin perder la concentración. El número de secuencias para esta primera parte de la sesión se estableció en 15, lo que significa que cada fila y cada columna se iluminaban 15 veces, lo que hace un total de 30 iluminaciones de una celda concreta de la matriz.

Una vez realizada esta primera tarea, se calculaba la matriz de pesos del clasificador mediante la herramienta *P3Classifier*, incluida en la aplicación BCI2000. La entrada de esta aplicación son los archivos generados por el módulo "Operator" con los datos y la señal recibida de cada una de las rondas ejecutadas por los sujetos. La salida consiste en un archivo con extensión *prm*, que contiene la información del clasificador generado por *P3Classifier* que podemos cargar en la aplicación *P3Speller* antes de cada sesión. En la figura 5-1 podemos observar la interfaz gráfica de esta herramienta.

La segunda parte de la sesión consistió en realizar 2 tareas diferentes manejando la aplicación. En esta parte se utiliza el clasificador obtenido anteriormente.

La primera tarea propuesta consistía en mandar un SMS a un contacto con las herramientas que proporciona BCIMobilePhone. Primero, se abre la aplicación de contactos, apareciendo una lista con todos los contactos guardados en el terminal. Previamente se guardó un contacto, que ocupará la primera posición y por tanto podrá ser seleccionado con el número 0. El usuario debe seleccionarlo y acceder a la actividad que permite crear un nuevo SMS con el número del contacto como destino. El mensaje a mandar será "BCI", en letras mayúsculas, permitiendo introducir así algunas de las funciones del teclado como es el cambio de minúsculas, que es el modo en el que se encuentra inicialmente, a mayúsculas.

La segunda tarea de esta parte de la sesión consistió en poner una alarma de repetición semanal los lunes a las 12:34 h. Para ello el usuario deberá acceder a la aplicación de alarmas, definir una nueva y activar la repetición semanal en el día indicado.

Las tablas 5-2 y 5-3 resumen el procedimiento de evaluación de esta primera sesión.

CALIBRACIÓN DEL CLASIFICADOR	
<b>CONFIGURACIÓN</b>	15 SECUENCIAS con MATRIZ DE TECLADO 9x6
<b>PROCEDIMIENTO</b>	4 RONDAS de 6 TRIALS (4 palabras de 6 letras)
<b>DURACIÓN APROX.</b>	~26 min (~6 min/ronda + ~2 min SWLDA)
<b>DESCRIPCIÓN</b>	Se ordena al usuario escribir con la matriz de teclado cuatro palabras de seis letras cada una con el fin de obtener muestras de entrenamiento suficientes para hallar su clasificador óptimo. Posteriormente, con SWLDA se calculan los pesos y el número de secuencias óptimos (X) mediante la aplicación P300Classifier.

**Tabla 5-2.** Calibración del clasificador. Primera parte de la primera sesión.

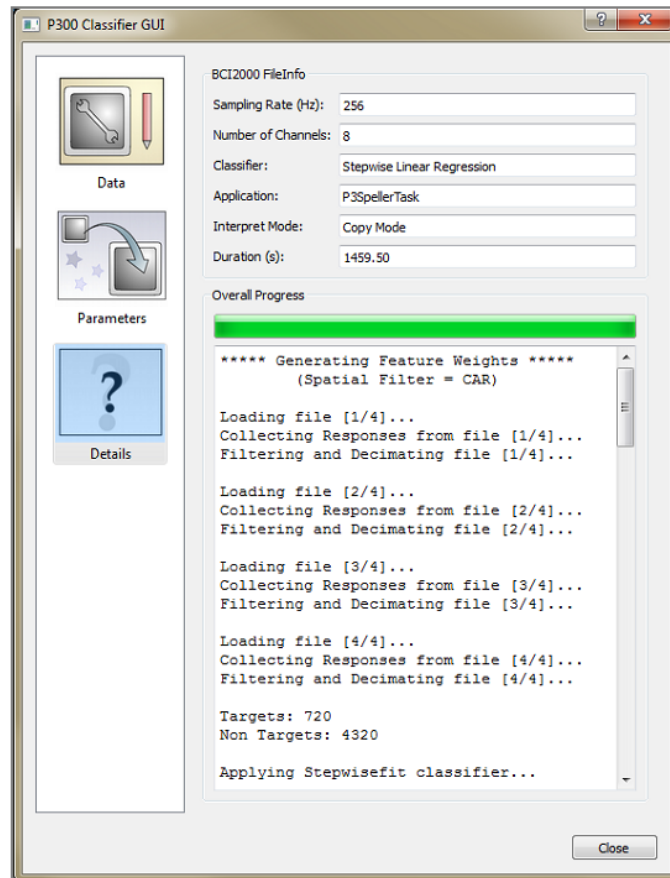


Figura 5-1. Interfaz gráfica de la herramienta P3Classifier, utilizada para hallar el vector de pesos adaptado para cada usuario a partir de una serie de muestras de entrenamiento

<b>TAREA 1</b>	<b>MANDAR SMS A CONTACTO</b>
<b>SELEC. MÍNIMAS</b>	9 selecciones
<b>SELEC. ÓPTIMAS</b>	IC.CONTACTOS 0 0 MTX MAYUS B C I ENTER
<b>DURACIÓN MÍNIMA.</b>	~6 min (15 secuencias)
<b>MATRICES A UTILIZAR</b>	Menú principal, contactos, teclado
<b>DESCRIPCIÓN</b>	El usuario enviará un SMS a un contacto guardado previamente en el teléfono. Esta tarea introduce el funcionamiento de la aplicación de contactos y SMS.
<b>TAREA 2</b>	<b>AÑADIR ALARMA</b>
<b>SELEC. MÍNIMAS</b>	10 selecciones
<b>SELEC. ÓPTIMAS</b>	IC.ALARMA IC.ALARMA 1 2 3 4 IC.ACTION 0 1 IC.ACTION
<b>DURACIÓN MÍNIMA.</b>	~7 min (15 secuencias)
<b>MATRICES A UTILIZAR</b>	Menú principal, matriz events
<b>DESCRIPCIÓN</b>	El usuario definirá y activará una nueva alarma de repetición semanal los lunes. Esta tarea introduce el funcionamiento de la aplicación de alarmas

Tabla 5-3. Segunda parte de la primera sesión, dividida en 3 tareas diferentes.

### 5.2.2. Segunda sesión

La segunda sesión tiene como objetivo una evaluación completa de las funcionalidades de la aplicación. Al igual que la primera, también se divide en dos partes.

La primera consiste en una evaluación del clasificador calculado en la anterior sesión, y si fuera necesario, actualizarlo. Esto se debe a las diferencias en las características de los P300 de cada sujeto entre las dos sesiones, que recordemos, se realizan en días diferentes, lo que puede afectar en la precisión del clasificador. Para ello se realizarán 1 ó 2 rondas de entrenamiento de 6 *trials* cada una. Si la precisión del clasificador no fuera la suficiente, este se actualizará calculando los pesos de nuevo con los nuevos archivos generados. El tiempo estimado para esta parte son 8 minutos.

Una vez comprobada la precisión del clasificador, pasamos a la segunda parte de la sesión. En esta parte se realiza un manejo completo de la aplicación BCIMobilePhone aumentando la dificultad de las tareas realizadas respecto a la primera sesión. Se proponen 5 tareas con duración y dificultad crecientes. La duración aproximada de la segunda parte de la sesión son 35 minutos.

La primera tarea consiste en añadir un contacto con el nombre “aa” y un teléfono de 9 dígitos. Esta tarea es una de las más complicadas, ya que tiene 17 selecciones y un tiempo estimado de 12 minutos.

La segunda tarea consiste en llamar al primer contacto de la lista de contactos.

La tercera tarea consiste en realizar una búsqueda con el navegador. Para ello, se utilizará el motor de búsqueda de *Google* para encontrar la página del Grupo de Investigación Biomédica de la Universidad de Valladolid. Es la segunda tarea más larga de la sesión, con 16 selecciones.

La cuarta tarea consistirá en utilizar la aplicación de Twitter para dar “me gusta” a un tweet previamente escrito en la cuenta del GIB de la Universidad de Valladolid. Es una tarea más corta que la anterior con 5 selecciones.

La quinta y última tarea consiste en utilizar la aplicación de Twitter para escribir el mensaje “hola”.

La información de la sesión, así como las secuencias concretas propuestas, se resume en las tablas 5-4 y 5-5.

COMPROBACIÓN DEL CLASIFICADOR	
<b>CONFIGURACIÓN</b>	15 SECUENCIAS con MATRIZ DE NAVEGACIÓN 4x4
<b>PROCEDIMIENTO</b>	1 o 2 RONDAS de 6 TRIALS
<b>DURACIÓN APROX.</b>	~4 min o ~8 min
<b>DESCRIPCIÓN</b>	Puesto que ésta es la segunda sesión, es necesario comprobar el comportamiento del clasificador hallado previamente. Probablemente, las variaciones inter-sesión hayan causado un mal comportamiento del clasificador, así que se realizan 1 o 2 rondas de 6 trials, según el caso particular, y se crea un nuevo clasificador a partir del anterior con estas nuevas muestras de entrenamiento.

**Tabla 5-4.** Comprobación del clasificador para actualizarlo si fuera necesario.



<b>TAREA 1</b>	<b>AÑADIR CONTACTO</b>
SELEC. MÍNIMAS	17 selecciones
SELEC. ÓPTIMAS	IC.CONTACTOS IC.AÑADIR MTX a a ENTER MTX X X X X X X X X IC.AÑADIR
DURACIÓN MÍNIMA	~102min (15 secuencias)
MATRICES A UTILIZAR	Menú principal, contactos, teclado
DESCRIPCIÓN	El objetivo del usuario es añadir un contacto a la agenda. Para ello utilizará la aplicación de contactos, ya usada en la primera sesión, para añadir el contacto con nombre aa. Esta tarea servirá para introducir la navegación a través de formularios con la matriz de teclado
<b>TAREA 2</b>	<b>LLAMAR A CONTACTO</b>
SELEC. MÍNIMAS	3 selecciones
SELEC. ÓPTIMAS	IC.CONTACTOS 0 1
DURACIÓN MÍNIMA	~3 min (15 secuencias)
MATRICES A UTILIZAR	Menú principal, contactos
DESCRIPCIÓN	El objetivo del usuario es llamar a un contacto a través de la aplicación de contactos. Para realizarla es necesario seleccionar el contacto y marcar la función de llamada.
<b>TAREA 3</b>	<b>BÚSQUEDA EN EL NAVEGADOR</b>
SELEC. MÍNIMAS	16 selecciones
SELEC. ÓPTIMAS	IC.BROWSER 1 4 MTX g i b SPACE u v a TAB_ BACK DELETE 5 1 0
DURACIÓN MÍNIMA	~13 min (15 secuencias)
MATRICES A UTILIZAR	Menú principal, navegador y teclado
DESCRIPCIÓN	Partiendo de la actividad principal, el usuario realizará una búsqueda con la aplicación del navegador. En concreto, buscará en <i>Google</i> "gib uva", para posteriormente introducirse en la página del grupo de ingeniería biomédica.
<b>TAREA 4</b>	<b>ACCEDER AL PERFIL Y DAR "ME GUSTA" A UN TWEET</b>
SELEC. MÍNIMAS	5 selecciones
SELEC. ÓPTIMAS	IC.TWITTER IC.PROFILE DOWN 3 2
DURACIÓN MÍNIMA.	~4 min (15 secuencias)
MATRICES A UTILIZAR	Menú principal, Twitter
DESCRIPCIÓN	La tarea consiste en dar me gusta al primer tweet realizado con la cuenta del GIB. Para ello el usuario deberá desplazarse hasta el perfil de la cuenta, hacer <i>scroll</i> hacia abajo, seleccionar el tweet correspondiente y marcarlo como favorito.
<b>TAREA 5</b>	<b>ESCRIBIR UN TWEET</b>
SELEC. MÍNIMAS	9 selecciones
SELEC. ÓPTIMAS	IC.TWITTER IC.WRITE MTX H O L A MTX IC.WRITE
DURACIÓN MÍNIMA	~11 min (15 secuencias)
MATRICES A UTILIZAR	Menú principal, Twitter, teclado
DESCRIPCIÓN	En esta tarea se propone al usuario escribir un tweet con el texto "¡Hola mundo!". Para ello deberá utilizar la aplicación de Twitter incluida en BCIMobilePhone.

Tabla 5-5. Tareas de la segunda sesión.

Al término de la sesión se entregó un cuestionario a los sujetos para conocer su opinión sobre la aplicación.

El cuestionario entregado se adjunta a continuación. Se compone de 14 afirmaciones a las que se dará una puntuación del 1 al 7, según una escala Likert de 7 puntos, según sea el grado de conformidad del sujeto con la cuestión. Así, el número uno se corresponde con "totalmente en desacuerdo", el cuatro con "ni mucho/ni poco" y el 7 con "totalmente de acuerdo".

Para evitar una respuesta automática de los sujetos, se alternó una cuestión con connotaciones positivas con otra cuestión con connotaciones negativas, evitando así que el sujeto dejara de pensar las respuestas.

En el cuestionario fue incluida una última cuestión con el objetivo de que los sujetos pudieran realimentar el proyecto con alguna sugerencia, las cuales se recogen en esta sección.

## CUESTIONARIO DE SATISFACCIÓN DE LA APLICACIÓN BCIMobilePhone

Valore las siguientes afirmaciones sobre la aplicación BCI “BCIMobilePhone”:

1. Me ha resultado interesante conocer y usar esta aplicación BCI.

1	2	3	4	5	6	7
Totalmente en desacuerdo			Ni mucho/ ni poco			Totalmente de acuerdo

2. La aplicación me ha resultado difícil de usar.

1	2	3	4	5	6	7
Totalmente en desacuerdo			Ni mucho/ ni poco			Totalmente de acuerdo

3. Se han cumplido mis expectativas respecto a la funcionalidad de la aplicación.

1	2	3	4	5	6	7
Totalmente en desacuerdo			Ni mucho/ ni poco			Totalmente de acuerdo

4. Las sesiones de pruebas me han parecido aburridas.

1	2	3	4	5	6	7
Totalmente en desacuerdo			Ni mucho/ ni poco			Totalmente de acuerdo

5. Me imagino utilizando esta aplicación en mi vida diaria.

1	2	3	4	5	6	7
Totalmente en desacuerdo			Ni mucho/ ni poco			Totalmente de acuerdo

6. Las sesiones requieren demasiada concentración, lo que me ha terminado cansando.

1	2	3	4	5	6	7
Totalmente en desacuerdo			Ni mucho/ ni poco			Totalmente de acuerdo

7. La aplicación ofrece unas funcionalidades suficientes para cubrir mi utilización diaria de un dispositivo móvil.

1	2	3	4	5	6	7
Totalmente en desacuerdo			Ni mucho/ ni poco			Totalmente de acuerdo

8. Me ha resultado difícil seleccionar los comandos deseados.

1	2	3	4	5	6	7
Totalmente en desacuerdo			Ni mucho/ ni poco			Totalmente de acuerdo

9. La navegación por la aplicación es sencilla e intuitiva.

1	2	3	4	5	6	7
Totalmente en desacuerdo			Ni mucho/ ni poco			Totalmente de acuerdo

10. La duración de las sesiones me ha parecido excesiva.

1	2	3	4	5	6	7
Totalmente en desacuerdo			Ni mucho/ ni poco			Totalmente de acuerdo

11. La aplicación responde con suficiente velocidad y fluidez.

1	2	3	4	5	6	7
Totalmente en desacuerdo			Ni mucho/ ni poco			Totalmente de acuerdo

12. Creo que el manejo de las funcionalidades implementadas es complicado y podría simplificarse

1	2	3	4	5	6	7
Totalmente en desacuerdo			Ni mucho/ ni poco			Totalmente de acuerdo

13. Me encantaría participar de nuevo en un estudio de estas características.

1	2	3	4	5	6	7
Totalmente en desacuerdo			Ni mucho/ ni poco			Totalmente de acuerdo

14. Los efectos visuales de la matriz de selección me han causado fatiga

1	2	3	4	5	6	7
Totalmente en desacuerdo			Ni mucho/ ni poco			Totalmente de acuerdo

15. ¿Qué aspectos de la aplicación mejoraría y por qué?

En este capítulo se explicarán los resultados de las sesiones de evaluación propuestas desglosándolas por sujetos y tareas. Además, se realizará un breve comentario del desempeño de cada sujeto y se presentará una tabla resumen de los resultados alcanzados.

### 6.1. TAREAS PROPUESTAS

Los siguientes resultados a presentar son los obtenidos de la evaluación de la aplicación según el procedimiento explicado en el capítulo anterior en los 5 sujetos de control.

Estos resultados se presentan organizados por sujetos con los datos necesarios para realizar correctamente la evaluación. Estos datos son los siguientes:

- **Secuencias recomendadas:** número de secuencias para las que estadísticamente, según el clasificador calculado por P3Classifier en la sesión de entrenamiento, la precisión debería de ser del 100%. Este número de secuencias se incrementó en dos para todos los sujetos para la realización de las pruebas con el objetivo de asegurar una mejor precisión.
- **Selecciones óptimas:** número de selecciones mínimas necesarias para terminar la tarea propuesta.
- **Selecciones finales:** número de selecciones finales realizadas por el usuario para terminar la tarea propuesta. Obviamente, este número debe ser mayor o igual que las selecciones óptimas.
- **Selecciones adicionales:** número de selecciones que fueron necesarias para solventar un error cometido por el usuario.
- **Errores:** número de selecciones que el clasificador y el umbral discriminaron erróneamente.
- **Duración (min):** como su nombre indica, la duración de la prueba para ese usuario en concreto.
- **Precisión:** porcentaje de selecciones correctas sobre el total de selecciones realizadas para una tarea concreta. La precisión se calcula atendiendo a la fórmula (6.1).

$$Precisión = \frac{Selec.Finales - Errores}{Selec.Totales} \quad (6.1)$$

- **Precisión total:** porcentaje de selecciones correctas sobre el total de selecciones realizadas para todas las tareas, atendiendo a la fórmula (5.3).

$$Precisión Total = \frac{\sum_{Tarea} Selec.Finales - \sum_{Tarea} Errores}{\sum_{Tarea} Selec.Totales} \quad (6.2)$$

### 6.1.1. Sujeto S1

El sujeto S1 desarrolló las tareas propuestas con gran precisión. Sus porcentajes del 95% para la primera sesión y 95,31% para la segunda sesión son un excelente resultado. Tan solo cometió 4 errores en el transcurso de todas las pruebas.

El usuario cometió un error durante la tarea 1. Esta consistía un SMS a un contacto, como ya hemos visto en el anterior capítulo. La equivocación vino en la cuarta selección, cuando se seleccionó comando de añadir contacto en vez de seleccionar MTX. Debido a la correcta programación de la aplicación, esta hizo caso omiso de la orden al no estar contemplada en el estado en que se encontraba la aplicación y el usuario volvió a seleccionar MTX, esta vez de forma acertada, evitando así tener que hacer selecciones adicionales.

En la segunda sesión se cometieron 3 errores. El clasificador no se actualizó, debido a que mantenía una gran precisión. En la primera tarea la más difícil, se cometieron 2 errores al escribir el número de teléfono. No volvió a cometer otro error hasta la tercera prueba, donde seleccionó el comando de "HOME" en Twitter en vez de hacer *scroll* hacia abajo. Para corregirlo, seleccionó otra vez el perfil de Twitter, hizo *scroll* hacia abajo y completó la tarea con éxito.

SUJETO S1	SESIÓN 1	
	TAREA 1	TAREA 2
Sec. Recomendadas	6	
Sec. Óptimas	9	10
Sec. Finales	10	10
Sec. Adicionales	0	0
Errores	1	0
Duración	6 min	7 min
Precisión	90%	100%
Precision total	95%	

**Tabla 6-1.** Datos recogidos durante la primera sesión durante la parte de evaluación de la aplicación para el sujeto S1

SUJETO S1	SESIÓN 2					
	EVALUACION CLASIFICADOR	TAREA 1	TAREA 2	TAREA 3	TAREA 4	TAREA 5
Sec.Recomendadas	6					
Actualización clasificador	No					
Sec. Óptimas	12	17	3	16	5	9
Sec. Finales	12	17	3	16	7	9
Sec. Adicionales	0	0	0	0	1	0
Errores	0	2	0	0	1	0
Duración	9 min	13 min	3 min	10 min	5 min	6 min
Precisión	100%	88,2%	100%	100%	85,7%	100%
Precision total	95,31%					

**Tabla 6-2.** Datos recogidos en la segunda sesión para el sujeto S1.

### 6.1.2. Sujeto S2

Las precisiones del sujeto 2 son un 100% en la primera sesión, y 93,33% en la segunda, siendo dos buenos resultados. Se cometieron un total de 4 errores, todos en la segunda sesión. Cabe destacar también que la segunda sesión de este sujeto se tuvo que dividir en dos por encontrarse mal el día de la prueba.

Los dos primeros errores ocurrieron en la primera prueba de la segunda sesión, al añadir un contacto. Se cometieron en la matriz de teclado, introduciendo dos números equivocados consecutivos. Dado que el número de teléfono no afecta al desarrollo de la prueba, no se corrigieron los números y no se hicieron selecciones adicionales.

El tercer error se cometió en la segunda prueba, que consistía en llamar a un contacto. Al ir a seleccionar el icono de llamar, se seleccionó el icono MTX, cambiando a la matriz de teclado. Para solventarlo el usuario seleccionó MTX de nuevo para volver a la matriz del control de contactos y posteriormente seleccionó correctamente el icono de llamar, cometiendo un único error que necesitó de una selección adicional para ser corregido.

El último error fue cometido en la penúltima prueba. Para solventarlo el usuario tuvo que hacer una selección adicional para terminar la tarea.

SUJETO S2	SESIÓN 1	
	TAREA 1	TAREA 2
Sec. Recomendadas	6	
Sec. Óptimas	9	10
Sec. Finales	9	10
Sec. Adicionales	0	0
Errores	0	0
Duración	6 min	7 min
Precisión	100%	100%
Precision total	100%	

**Tabla 6-3.** Datos recogidos durante la primera sesión durante la parte de evaluación de la aplicación para el sujeto S2.

SUJETO S2	SESIÓN 2					
	EVALUACION CLASIFICADOR	TAREA 1	TAREA 2	TAREA 3	TAREA 4	TAREA 5
Sec.Recomendadas	7					
Actualización clasificador	Si					
Sec. Óptimas	6	17	3	16	5	9
Sec. Finales	6	17	5	16	7	9
Sec. Adicionales	0	0	1	0	1	0
Errores	0	2	1	0	1	0
Duración	7 min	12 min	3 min	10 min	4 min	5 min
Precisión	100%	88,2%	80%	100%	85,7%	100%%
Precision total	93,33%					

**Tabla 6-4.** Datos recogidos en la segunda sesión para el sujeto S2.

## 6.1.3. Sujeto S3

El sujeto tres consiguió buenas precisiones en las dos sesiones, 95% en la primera y un 93,75% en la segunda.

El primer error viene en la segunda tarea de la primera sesión, cuando el sujeto selecciona la letra D en vez de el comando "Enter" para mandar el mensaje. En la siguiente selección acierta y no se realizan selecciones adicionales para corregir el mensaje.

En la segunda sesión, la precisión del clasificador no era la adecuada o que se fallan dos letras en la comprobación y este se actualiza con un gran resultado, cometiendo 2 errores más en toda la sesión. El primero de ellos en la tarea 1 de añadir un contacto a la agenda, cuando se selecciona el comando TAB\_BACK en vez de un número del teléfono propuesto. El error no necesita de selecciones adicionales para ser corregido, ya que esa selección no tiene efecto.

El segundo tiene lugar en la tarea de la búsqueda en el navegador. En vez de seleccionar "DELETE" se selecciona el comando "CLEAR", teniendo que poner el número entero de la etiqueta del botón que se quiere presionar. Cabe destacar que los errores vienen en las dos tareas más largas, posiblemente debido al cansancio que causan en el sujeto.

SUJETO S3	SESIÓN 1	
	TAREA 1	TAREA 2
Sec. Recomendadas	8	
Sec. Óptimas	9	10
Sec. Finales	10	10
Sec. Adicionales	0	0
Errores	1	0
Duración	7 min	8 min
Precisión	90%	100%
Precision total	95%	

**Tabla 6-5.** Datos recogidos durante la primera sesión durante la parte de evaluación de la aplicación para el sujeto S3.

SUJETO S3	SESIÓN 2					
	EVALUACION CLASIFICADOR	TAREA 1	TAREA 2	TAREA 3	TAREA 4	TAREA 5
Sec.Recomendadas	7					
Actualización clasificador	Si					
Sec. Óptimas	12	17	3	16	5	9
Sec. Finales	12	18	3	17	5	9
Sec. Adicionales	0	0	0	0	0	0
Errores	2	1	0	1	0	0
Duración	13 min	12 min	2 min	13 min	5 min	7 min
Precisión	83,3%	100%	100%	94,1%	100%	90%
Precision total	93,75%					

**Tabla 6-6.** Datos recogidos en la segunda sesión para el sujeto S3.



### 6.1.4. Sujeto S4

El sujeto 4 completó las dos tareas con una precisión muy similar, siendo en la primera sesión igual a 95% y en la segunda de 94.91%.

El transcurso de la primera sesión, cometió un error al intentar seleccionar MTX, seleccionando *SCROLL\_UP*. La aplicación ignoró el comando recibido porque no procedía en ese momento y no hubo que hacer selecciones adicionales para corregirlo, no habiendo más errores.

En la segunda sesión se comprobó que el clasificador seguía manteniendo una buena precisión, de modo que no hubo que actualizarlo. Se cometieron 3 errores durante las pruebas. El primero en la tercera prueba, donde había que realizar una búsqueda en el navegador, sin tener que hacer selecciones adicionales.

Los otros dos fueron cometidos en la última tarea en la que había que escribir un tweet. No se hicieron selecciones adicionales. El sujeto admitió sentirse algo cansado en esta última prueba, lo que pudo propiciar estos dos errores cuando hasta ese momento la precisión había sido excelente.

SUJETO S4	SESIÓN 1	
	TAREA 1	TAREA 2
Sec. Recomendadas	9	
Sec. Óptimas	9	10
Sec. Finales	10	10
Sec. Adicionales	0	0
Errores	1	0
Duración	7 min	8 min
Precisión	90%	100%
Precision total	95%	

Tabla 6-7. Datos recogidos durante la primera sesión durante la parte de evaluación de la aplicación para el sujeto S4.

SUJETO S4	SESIÓN 2					
	EVALUACION CLASIFICADOR	TAREA 1	TAREA 2	TAREA 3	TAREA 4	TAREA 5
Sec.Recomendadas	9					
Actualización clasificador	No					
Sec. Óptimas	6	17	3	16	5	9
Sec. Finales	6	17	3	17	5	11
Sec. Adicionales	0	0	0	0	0	1
Errores	0	0	0	1	0	2
Duración	7 min	10 min	2 min	11 min	5 min	7 min
Precisión	100%	100%	100%	94,11%	100%	81,81%
Precision total	94,91%					

Tabla 6-8. Datos recogidos en la segunda sesión para el sujeto S4.

## 6.1.5. Sujeto S5

El sujeto S5 mostró una gran habilidad durante las dos sesiones, ya que es el que menos selecciones necesitaba para obtener una precisión del 100% en el clasificador. En la primera sesión el clasificador realizado alcanzaba una precisión del 100% a partir de la quinta secuencia. En la segunda sesión, donde se actualizó el clasificador debido a la baja precisión en la prueba de comprobación, se alcanzaba el 100% de acierto a partir de la cuarta selección, obteniendo muy buenos resultados.

En la primera sesión cometió dos errores, los dos en la segunda prueba, en la que había que poner una alarma. Se necesitó una selección adicional para borrar un número equivocado y corregir el error. La precisión en esta prueba es del 90,47%, la menor del estudio en esta sesión.

Durante la segunda sesión se cometieron tan solo dos errores, obteniendo la mejor precisión del estudio, 96%, si no se considera la sesión de comprobación del clasificador. Si se considera, la precisión es del 93.54%. Los errores llegaron en la primera prueba y la más larga y en la cuarta prueba. Ambas tareas se pudieron terminar sin tener que hacer selecciones adicionales.

SUJETO S5	SESIÓN 1	
	TAREA 1	TAREA 2
Sec. Recomendadas	5	
Sec. Óptimas	9	10
Sec. Finales	9	12
Sec. Adicionales	0	1
Errores	0	2
Duración	7 min	8 min
Precisión	100%	83,3%
Precision total	90,47%	

**Tabla 6-9.** Datos recogidos durante la primera sesión durante la parte de evaluación de la aplicación para el sujeto S5.

SUJETO S5	SESIÓN 2					
	EVALUACION CLASIFICADOR	TAREA 1	TAREA 2	TAREA 3	TAREA 4	TAREA 5
Sec.Recomendadas	4					
Actualización clasificador	Si					
Sec. Óptimas	12	17	3	16	5	9
Sec. Finales	12	17	3	16	5	9
Sec. Adicionales	0	0	0	0	0	0
Errores	2	1	0	0	1	0
Duración	9 min	7 min	2 min	8 min	3 min	5 min
Precisión	83.33%	94,11%	100%	100%	80%	100%
Precision total	93,54%					

**Tabla 6-10.** Datos recogidos en la segunda sesión para el sujeto S5.

## 6.2. CUESTIONARIO DE SATISFACCIÓN

Como se ha comentado en apartados anteriores, al finalizar la segunda sesión se entregó al usuario un cuestionario de satisfacción. Los resultados del cuestionario se pueden ver en la tabla 6-11.

<b>Cuestiones planteadas</b>	<b>S1</b>	<b>S2</b>	<b>S3</b>	<b>S4</b>	<b>S5</b>	<b>Media</b>
Me ha resultado interesante conocer esta aplicación BCI	7	5	7	7	6	<b>6.4</b>
La aplicación me ha resultado difícil de usar	2	3	6	1	3	<b>3</b>
Se han cumplido mis expectativas respecto a la funcionalidad de la aplicación	7	6	7	7	5	<b>6.4</b>
Las sesiones de pruebas me han parecido aburridas	2	4	4	2	4	<b>3.2</b>
Me imagino utilizando esta aplicación en mi vida diaria	2	2	2	2	2	<b>2</b>
Las sesiones requieren demasiada concentración, lo que me ha terminado cansando	3	5	3	1	4	<b>3.2</b>
La aplicación ofrece suficientes funcionalidades para cubrir mis necesidades de utilización de mi Smartphone	7	7	6	6	6	<b>6.4</b>
Me ha resultado difícil seleccionar los comandos deseados	2	3	3	1	3	<b>2.4</b>
La navegación por la aplicación es sencilla e intuitiva	6	4	5	7	5	<b>5.4</b>
La duración de las sesiones me ha parecido excesiva	3	6	2	1	4	<b>3.2</b>
La aplicación responde con fluidez y velocidad	7	6	7	6	5	<b>6.2</b>
Creo que el manejo de las funcionalidades implementadas es complicado y podría simplificarse	2	2	2	1	3	<b>2</b>
Me encantaría participar de nuevo en un estudio de estas características	6	5	6	4	4	<b>5</b>
Los efectos visuales de selección me han causado fatiga	4	7	3	1	4	<b>3.8</b>

**Tabla 6-11.** Datos recopilados en los cuestionarios.

### **Sugerencias de S1**

- Añadir más funcionalidades, como un manejo completo de Whatsapp.
- Diseñar la aplicación de manera que se pueda prescindir del ordenador convirtiéndola en una aplicación realmente móvil.

### **Sugerencias de S2**

- Sesiones más cortas.
- Posibilidad de ver en la pantalla del ordenador lo que se muestra en la pantalla del móvil.

### **Sugerencias de S3**

- Realizar una sesión de utilización libre de la aplicación para dar una opinión objetiva de navegabilidad.

### **Sugerencias de S4**

- El elemento MTX de la matriz de selección situado en el extremo inferior derecho en ocasiones resultaba difícil de seleccionar, lo que debería mejorarse.

### **Sugerencias de S5**

- En un futuro lo ideal sería que no se necesitara un ordenador externo y estuviera toda la aplicación integrada en el móvil.

### 7.1. TAREAS PROPUESTAS

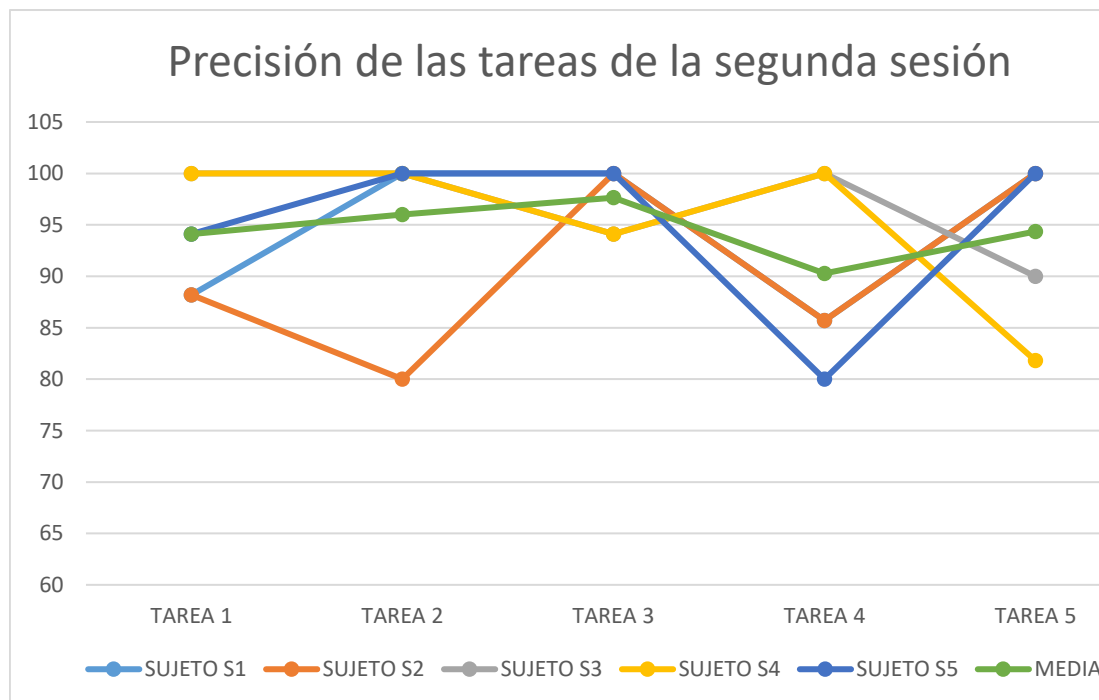
La respuesta de la aplicación durante las sesiones ha sido completamente satisfactoria. La selección de tareas con progresiva dificultad ha resultado ser adecuada, ya que la precisión media total conseguida durante las sesiones de pruebas es de un 94.38%, consiguiendo superar en varios casos a la mayoría de los estudios analizados, que se sitúan en torno al 92% de acierto.

El bajo porcentaje de error en la clasificación sumado a la fluidez y facilidad en el manejo de la aplicación, que permiten mantener toda la atención en el sistema de matrices *oddball*, han permitido que las sesiones se desarrollen correctamente y los sujetos involucrados en el estudio hayan valorado positivamente la experiencia.

La figura 7-1 nos muestra una comparativa de la precisión alcanzada por cada sujeto en la segunda sesión de evaluación desglosada por tareas.

En la figura 7-2 se presentan unos gráficos circulares con los datos referentes a la precisión de los sujetos en la segunda sesión, sin contar la evaluación del clasificador.

Se puede apreciar cómo las últimas tareas tienen una menor precisión media. Esto puede deberse al cansancio acumulado de los sujetos, alguno de los cuales señalaron que la duración de la segunda sesión de pruebas pudo ser algo excesiva.



**Figura 7-1.** Gráfica comparativa de la precisión de las tareas de la segunda sesión

Un resultado que llama la atención es que la tarea 3, realizar una búsqueda en el navegador, es la que mejor precisión media alcanza a pesar de ser la segunda más larga por número de selecciones. Quizás la novedad de un navegador BCI en un Smartphone propició una mayor concentración de los sujetos en la tarea.

Otro resultado que llama la atención es que la precisión en las tareas más fáciles, la 2 y la 4, no es mejor (en concreto en el caso de la 4 es la peor) que en las tareas más difíciles. Puede que los sujetos se relajen en este tipo de pruebas más cortas, y aumentasen la concentración en las tareas más difíciles y largas para no equivocarse.

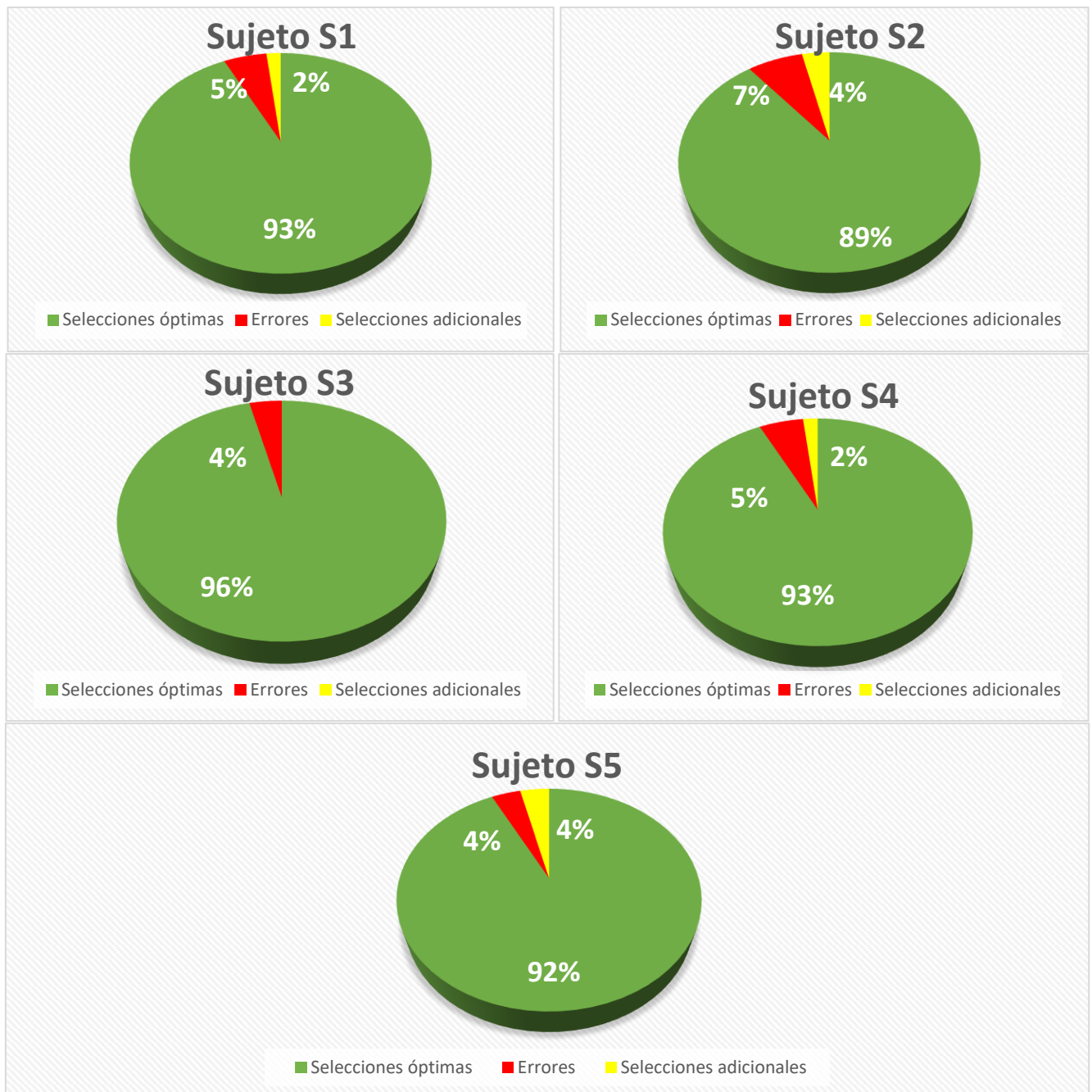


Figura 7-2. Gráfica con los datos de la segunda sesión para los cinco sujetos.

## 7.2. CUESTIONARIO DE SATISFACCIÓN

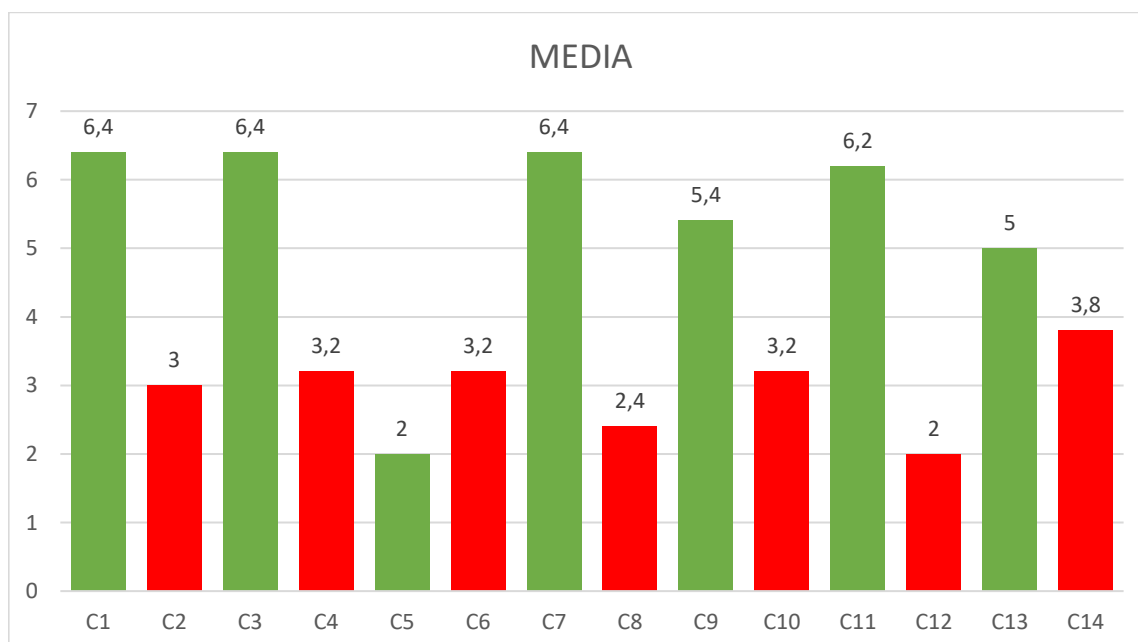
También se puede extraer bastantes conclusiones del cuestionario que los sujetos rellenaron para dar a conocer su opinión de la aplicación. En este punto se realizará un simple análisis estadístico y se realizarán unos comentarios teniendo en cuenta los datos calculados.

En la figura 7-3 podemos observar un gráfico de barras con la media obtenida en cada pregunta, mientras que en la figura 7-4 podemos observar la varianza de las respuestas. En verde se pueden observar las preguntas con connotaciones positivas, donde una mejor nota es teóricamente mejor, y en rojo las que tienen connotaciones negativas, donde el objetivo es alcanzar la nota más baja.

Las 3 cuestiones positivas mejor valoradas, con un valor de 6,4 sobre 7, son C1 (*me ha resultado interesante conocer y usar esta aplicación*), C3 (*se han cumplido mis expectativas respecto a la funcionalidad de la aplicación*) y C7 (*la aplicación ofrece unas funcionalidades suficientes para cubrir mi utilización diaria de un dispositivo móvil*). Esto sugiere que la aplicación ha cumplido las expectativas de los usuarios y estos han valorado muy positivamente el número de opciones que ofrece. La siguiente mejor nota, con 6,2, es para la pregunta C11 (*la aplicación responde con suficiente velocidad y fluidez*), que, en línea con las anteriores, deja ver que los usuarios están muy contentos con el funcionamiento de BCIMobilePhone.

La media obtenida en la respuesta a la pregunta C5 (*me imagino utilizando esta aplicación en la vida diaria*), con valor de 2, se explica por el hecho de que la aplicación está diseñada para personas con grave discapacidad, mientras que los sujetos de pruebas eran personas sanas.

En el apartado de las cuestiones negativas, donde menos nota es mejor, la media más baja es para C12 (*El manejo de las funcionalidades implementadas es complicado y podría simplificarse*),



**Figura 7-3.** Gráfico de barras para los resultados medios del cuestionario por pregunta. En verde se muestran las preguntas con una connotación positiva, donde más nota es mejor. En rojo las que tienen una connotación negativa, donde menor nota es mejor.

con valor de 2. Por tanto, los sujetos valoran positivamente también la facilidad de uso y la interfaz gráfica mostrada al sujeto.

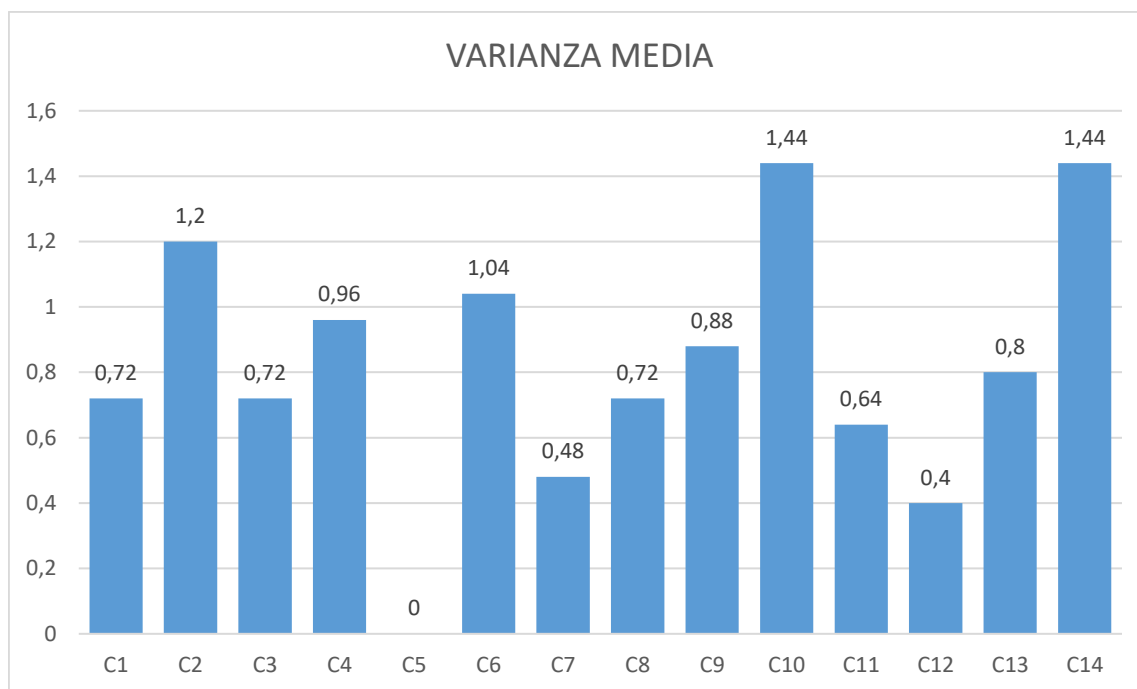
Las notas obtenidas en las cuestiones C14 (*Los efectos visuales de la matriz me han causado fatiga*), C4 (*las sesiones de pruebas me han parecido aburridas*), C6 (*Las sesiones requieren demasiada concentración, lo que me ha terminado cansando*) y C10 (*la duración de las sesiones me ha parecido excesiva*) no valoran demasiado positivamente las sesiones de pruebas. Parece que los usuarios las encontraron demasiado largas, lo que terminó cansándoles. En un futuro se estudiará hacer sesiones más cortas y pruebas con menor número de selecciones para que resulten más amenas.

Desde el punto de vista de la homogeneidad de las respuestas de los sujetos, se pueden hacer también algunos comentarios interesantes.

Como vemos en el gráfico de la varianza, las preguntas con respuestas más dispares son C10 (*La duración de las sesiones me ha parecido excesiva*) y C14 (*Los efectos visuales de la matriz de selección me han causado fatiga*). Esto sugiere que, aunque las medias no sean excesivamente buenas, hay usuarios que sí han valorado positivamente las sesiones de pruebas. Esto quizás dependa de la hora del día a la que se hicieron y del estado general de salud del sujeto. También encontramos bastante disparidad en la pregunta C2 (*la aplicación me ha resultado difícil de usar*), con una varianza media de 1,2. Esto se explica si consideramos que hay usuarios que tienen más experiencia que otros en sistemas BCI. También influirá la calidad del clasificador calculado para cada uno.

Por otro lado, destaca que C5 (*me imagino utilizando esta aplicación en mi vida diaria*) tenga una varianza igual a cero. Todos los usuarios la valoraron negativamente con una nota de 2. Esto es debido a que la aplicación está pensada para personas con grave discapacidad, y no para sujetos sanos, que tienen otras posibilidades para controlar su Smartphone.





**Figura 7-4.** Gráfico con la varianza obtenida en las respuestas a las preguntas.

### 7.3. COMPARACIÓN CON OTROS ESTUDIOS

En el capítulo segundo podemos encontrar un estudio sobre distintos los proyectos que han implementado aplicaciones funcionales BCI sobre plataformas móviles.

A pesar de que es un campo con grandes aplicaciones prácticas, aún no se han desarrollado la variedad de aplicaciones BCI que se han desarrollado sobre otras plataformas. Esto es debido, quizás, a la reciente irrupción de dispositivos móviles con la capacidad de procesamiento suficiente para ejecutar aplicaciones BCI.

Seguramente, la aplicación con más similitudes con la desarrollada en el presente trabajo es la de A. S. Elsayy y S. Eldawlatly [26]. Este sistema BCI con señal de control P300 consistía en dos aplicaciones instaladas en un dispositivo Android. La primera permitía abrir cualquiera de las aplicaciones instaladas, sin poder controlarlas o realizar acciones sobre ellas, mientras que la segunda consistía en una sencilla galería de imágenes como la presentada en este trabajo.

A pesar de que las funcionalidades del sistema de A. S. Elsayy and S. Eldawlatly *et al* son muy limitadas en comparación con las presentadas en este proyecto, su gran logro es realizar todo el procesado de señal en el dispositivo móvil, convirtiendolo así en un verdadero sistema BCI portable. Sin duda este debe ser uno de los objetivos primordiales en la mejora de la aplicación BCIMobilePhone presentada en este proyecto. Sin embargo, las precisiones que se alcanzaron, por debajo del 90%, hacen pensar que aún queda mucho trabajo por realizar en este sentido.

Otro sistema muy interesante es el desarrollado por Yu-Te Wang *et al* [23], el cual utiliza potenciales evocados visuales para su control en vez de P300, y una pantalla mas grande que la del dispositivo para la estimulación. Como el anterior estudio, realiza el procesado de la señal en el teléfono móvil, al que llegan los datos desde el amplificador directamente por Bluetooth. Su funcionalidad es limitada, pudiendo solamente realizar llamadas. Sin embargo, es otro ejemplo de que es posible realizar el procesado de señales EEG directamente en el dispositivo. Este estudio consiguió además una gran precisión, cercana al 96%.

La aplicación de Scott Vernon *et al* [25] utiliza dos bandas de frecuencia diferentes presentes en la señal EMG para mover un cursor en una y dos dimensiones sobre un dispositivo móvil. Lo curioso de este sistema es que realiza el procesado de señal en el móvil, convirtiéndola al dominio digital directamente con la entrada de audio y alcanzando grandes precisiones. Los resultados publicados en su artículo afirman que se ha obtenido una precisión del 100% para el caso 1D y de alrededor del 70% para el 2D. Las similitudes con BCIMobilePhone son escasas, pero es un ejemplo más de que se puede realizar el procesado de señales biomédicas en un Smartphone.

La arquitectura que ha servido de referencia en este proyecto ha sido la propuesta por Yu Zhou *et al* [24]. A pesar de que esta aplicación se basaba en señales de control de imagen motora, el concepto es el mismo. La señal EEG se procesaba en un ordenador, que traducía las características de la señal EEG en comandos que se enviaban por Bluetooth al dispositivo móvil que los ejecutaba. En este caso, el objetivo era controlar un juego instalado en el móvil mediante tres comandos, por lo que en cuanto a funcionalidades, no se pueden comparar los estudios.

Así pues, de las aplicaciones BCI estudiadas de otros autores la presente es la que tiene mas funcionalidades con gran diferencia. Sin embargo, no ha logrado otros objetivos que sí han alcanzado otros estudios, como un sistema realmente móvil, sin la necesidad de un ordenador para el procesado de la señal EEG.

La tabla 7-1 resume los puntos clave de la comparación de BCIMobilePhone con las otras aplicaciones móviles aquí expuestas

	Procesado de señal en el dispositivo	Señal de control	Funcionalidades	Sujetos de estudio	Precisión media
<b>BCIMobilePhone</b>	No	P300	Llamadas, SMS, alarmas, contactos, cámara, galería, Twitter, navegador web	5 sujetos de control sanos	94,38 %
<b>A.S. Elsayy <i>et al</i> [26]</b>	Sí	P300	Abrir aplicaciones (sin interactuar con ellas), galería	6 sujetos de control sanos	79,17% Apps. 87,5% Gallery
<b>Yu-Te Wang <i>et al</i> [23]</b>	Sí	VEP	LLamadas	10 sujetos de control sanos	96%
<b>Yu Zhou <i>et al</i> [24]</b>	No	SCP	Control de un cursor con 3 movimientos, izquierda, derecha y no movimiento	1 sujeto de control sano	75%
<b>S. Vernon <i>et al</i> [25]</b>	Sí	EMG	Movimiento de un cursor en una y dos dimensiones	1 sujeto con avanzado estado de parálisis (Atrofia Muscular Espinal)	100% 1D 70% 2D

**Tabla 7-1.** Comparación de 5 aplicaciones móviles basadas en BCI.

### 7.4. LIMITACIONES DE LA APLICACIÓN

En esta nueva versión de la aplicación, en la cual se han incorporado nuevas funcionalidades como Twitter, un navegador web o Telegram, se consigue satisfacer prácticamente el 90% las necesidades diarias de un usuario medio de un Smartphone. Este porcentaje puede ser mayor si consideramos que el navegador nos permite realizar tareas como enviar un correo electrónico, aunque no sea a través de la aplicación nativa de Android. Sin embargo, aún pueden añadirse más funcionalidades para conseguir mejor experiencia. Algunas de las posibles opciones son Whatsapp o Facebook, entre otras. En particular, Whatsapp ha sido una aplicación muy demandada por los usuarios. Sin embargo, por el momento no es posible desarrollar una aplicación que permita dar esta funcionalidad debido a que no existe una API oficial que lo permita.

Otra de las limitaciones consiste en que el sistema no es realmente móvil, ya que se necesita un ordenador para procesar la señal EEG y traducirla a comandos que se puedan enviar al móvil.

El estudio realizado de la aplicación ha mostrado muy buenos resultados en cuanto a precisión. Sin embargo, se necesita un estudio más amplio con sujetos con discapacidad grave para obtener más datos y poder extraer conclusiones más generales.

La inclusión de un umbral de decisión para evitar selecciones en las que los usuarios no prestan suficiente atención podría permitir una reducción en el número de errores.

Otro factor a tener en cuenta es que las pruebas se realizaron en un entorno controlado de laboratorio. Sería interesante también examinar la respuesta del sistema en entornos más cotidianos, con más distracciones.

A pesar de que la precisión del estudio ha sido muy buena, aún se puede mejorar. Se debe estudiar el desempeño de la aplicación con algoritmos de procesado más avanzados que puedan dar mejor resultado en cuanto precisión y número de iluminaciones necesarias para la clasificación.

Las respuestas del cuestionario para ver qué aspectos de la aplicación mejorarían los sujetos estudiados también arrojó ideas interesantes. El sujeto S1 ha sugerido que todo el sistema debería implementarse en el terminal móvil, prescindiendo del procesado de señal en el ordenador. El sujeto S2 señaló la importancia de poder ver a la vez lo que pasa en el móvil y en el ordenador y que, si se está mirando el móvil, no se seleccionen comandos. Esta es claramente una funcionalidad a desarrollar. Otras ideas recogidas en esta parte del cuestionario son la necesidad de implementar una funcionalidad completa de Whatsapp o una sesión de prueba libre para que los usuarios puedan manejar la aplicación y poder hacerse una mejor idea de las funcionalidades que esta ofrece.

### 8.1. CONCLUSIONES

En este trabajo se ha llevado a cabo un estudio completo sobre los sistemas BCI, especialmente aquellos que tienen como señal de control los P300.

En el primer capítulo se hace una introducción a las señales biomédicas, en especial la señal EEG, que ha sido la utilizada para el desarrollo de la aplicación por su simplicidad, resultados, y bajo coste. Posteriormente se han introducido, de manera general, los sistemas BCI y se han establecido los objetivos y la estructura del trabajo. Al final de este punto, se analiza cuáles de los objetivos presentados en este punto se han conseguido y cuáles no.

En el segundo capítulo se han analizado en profundidad los sistemas BCI. Tras un estudio exhaustivo, se concluyó que la mejor señal de control para el sistema a implementar eran los potenciales P300 por su aplicación en el uso del paradigma *oddball*. También se realizó un informe sobre el estado del arte de las aplicaciones BCI en plataformas móviles. Este estudio aportó muchas conclusiones respecto a la arquitectura de la aplicación a desarrollar, los métodos a seguir y los objetivos en cuanto a funcionalidades que se podían alcanzar.

De esta manera se decidió que la mejor manera de implementar el sistema actualmente es mediante una aplicación distribuida entre un ordenador, que recoge la señal EEG y la procesa, y el dispositivo móvil que queremos controlar.

En el tercer capítulo se realiza un examen más a fondo sobre los potenciales P300, elegidos como señal de control de la aplicación. Se estudian las variables que pueden afectar a estos potenciales, cómo adquirirlos y cómo procesarlos. Se concluye que un buen método para la extracción y traducción de las características de los P300 es el submuestreo de varias épocas de señal sumado a un algoritmo de clasificación SWLDA.

En cuanto al diseño y la arquitectura del sistema BCI, se desarrollan en el capítulo cuatro. En primer lugar, se proponen una serie de funcionalidades objetivo, basándose en diferentes estudios sobre las características que más se usan de los Smartphones actuales. En cuanto a la arquitectura, se diferencian dos partes a implementar. La parte del ordenador debe procesar la señal EEG y enviar los comandos al dispositivo móvil. Se concluye que la mejor manera de implementarla es modificar el código de P3Seppler, una aplicación incluida dentro de la herramienta de propósito general BCI2000, incluyendo un algoritmo de traducción de la celda de la matriz *oddball* seleccionada al comando que quiere ejecutar el usuario y un cliente Bluetooth que lo envíe. En la parte de la aplicación alojada en el dispositivo móvil se creará un servidor Bluetooth que reciba los comandos y se implementará la lógica para su ejecución. En este capítulo también se deciden los parámetros más adecuados del sistema para un correcto funcionamiento del mismo.

Los capítulos de resultados y discusión, sexto y séptimo respectivamente, analizan el desempeño de la aplicación durante las pruebas realizadas con cinco sujetos sanos. Los resultados alcanzan una precisión media de 94,38%. El análisis del cuestionario de satisfacción que cumplimentaron los usuarios muestra que los usuarios piensan que la aplicación es sencilla,

fácil de usar y con funcionalidades suficientes. Como aspecto negativo encontramos la duración de las sesiones de entrenamiento y cálculo del clasificador, que se hicieron tediosas para algunos usuarios, y el cansancio que provocó el mantener la concentración tanto tiempo.

Respecto a los objetivos del Trabajo Fin de Máster desarrollados en el capítulo uno, se han conseguido alcanzar todos, como vemos en el siguiente resumen:

- Se han estudiado los sistemas de adquisición de señales EEG que registran la actividad cerebral.
- Se han estudiado las diferentes posibilidades de diseño de un sistema BCI en función de las señales de control que traducen las intenciones del usuario, además de los métodos de procesamiento de señal necesarios para ese objetivo.
- Se ha realizado una revisión del estado del arte de los sistemas BCI en dispositivos móviles desarrollados con anterioridad.
- Se han establecido los requisitos de la aplicación en cuestión, la señal de control a utilizar y las herramientas que se necesitan en el desarrollo y la arquitectura del sistema.
- Se ha desarrollado la aplicación.
- Se ha evaluado la aplicación una vez finalizada en cinco sujetos sanos en dos sesiones distintas.
- Se han discutido los resultados obtenidos y comparación con otros estudios.
- Se han extraído de conclusiones a partir de dichos resultados.

Las conclusiones extraídas del cumplimiento de los anteriores objetivos se resumen en la siguiente lista numerada:

1. La aplicación desarrollada adquiere la señal de control mediante EEG por ser éste un método robusto, no invasivo, fácil y de bajo coste.
2. La señal de control utilizada son los P300, por ser ésta sobre la que se desarrolla el paradigma *oddball*, implementado en la aplicación desarrollada.
3. La extracción de características se realiza mediante un submuestreo de la señal en crudo, utilizando para su traducción el algoritmo SWLDA, por ser algoritmos robustos que ofrecen buenas prestaciones para el procesamiento en tiempo real, tanto en precisión como en coste computacional.
4. La arquitectura de la aplicación está distribuida entre un ordenador que realiza el procesamiento de señal y traduce las intenciones del usuario en comandos, y un dispositivo móvil que los ejecuta. La elección de esta estructura se basa en la mayor capacidad de procesamiento del ordenador, permitiendo analizar mejor la señal. Además, no existe posibilidad de conectar el amplificador g.USBamp a un dispositivo Android por la inexistencia de los *drivers* adecuados.
5. Las funcionalidades que implementa el sistema BCIMobilePhone, formado por varias sub-aplicaciones, son: LLamar, SMS, aplicación de contactos, realizar y ver fotografías, manejo de alarmas, temporizador o cronómetro, navegar por internet, Twitter, y Telegram. Esta elección se basa en el análisis de diversos estudios, concluyendo que estas funcionalidades son suficientes para cubrir la mayoría de las necesidades diarias de un usuario medio.
6. Los resultados de la evaluación por 5 sujetos sanos han sido satisfactorios, con un 94,38% de precisión media para las tareas propuestas.

7. La comparación con otros estudios sobre aplicaciones BCI implementadas sobre plataformas móviles muestra que este es el sistema con más funcionalidades y la segunda mejor precisión. Como contrapartida, la señal se procesa en un ordenador.

### **8.2. LÍNEAS FUTURAS**

Las líneas futuras que debe seguir este proyecto se extraen de sus limitaciones, las cuales debe subsanar. La principal de todas ellas es convertir el sistema BCIMobilePhone en un sistema totalmente móvil, implementando la extracción y traducción de características directamente en el Smartphone Android donde esté instalada la aplicación.

A pesar de que se pueden añadir más funcionalidades, se considera que la prioridad debe ser mejorar y madurar las que ya están disponibles y no añadir más por el momento.

Desde el punto de vista del procesado de la señal EEG, se podrían implementar técnicas de procesado diferentes para determinar cuáles son las adecuadas y ver si se puede mejorar tanto la precisión como la velocidad en la selección de la aplicación. También sería interesante implementar un sistema de umbralización para determinar si el usuario está atendiendo a los estímulos o está mirando el móvil, de manera que no se seleccione ningún comando.

Desde el punto de vista de la evaluación de la aplicación, debe realizarse un estudio mayor, con más sujetos y pertenecientes a la población objetivo de la aplicación, que son las personas con grave discapacidad.





## REFERENCIAS

---

- [1] Joseph D. Bronzino, *The Biomedical Engineering Handbook. Medical Devices and Systems*, vol. 53, no. 9. 2013.
- [2] S. M. Landau, "Comparing rates of change in cognitive measurements and regional glucose metabolism in Alzheimer's disease and mild cognitive impairment: Data from the Alzheimer's disease neuroimaging initiative," *Neurology*, vol. 70, n, 2008.
- [3] SÖRNMO, Leif; LAGUNA, Pablo. *Bioelectrical signal processing in cardiac and neurological applications*. Academic Press, 2005.
- [4] H. H. Jasper, "The ten-twenty electrode system of the International Federation," *Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol.*, vol. 10, no. 2, pp. 371–375, 1958.
- [5] J. R. Wolpaw, N. Birbaumer, D. J. McFarland, G. Pfurtscheller, and T. M. Vaughan, "Brain Computer Interfaces for communication and control," *Front. Neurosci.*, vol. 4, no. 113, pp. 767–791, 2002.
- [6] A. . Fallis, "Brain-Computer Interfaces," *Clim. Chang. 2013 - Phys. Sci. Basis*, vol. 53, no. 9, pp. 1–30, 2010.
- [7] J. J. Vidal, "Real-time detection of brain events in EEG," *Proc. IEEE*, vol. 65, no. 5, pp. 633–641, 1977.
- [8] D. J. McFarland, C. W. Anderson, K. R. M??ller, A. Schl??gl, and D. J. Krusienski, "BCI Meeting 2005 - Workshop on BCI signal processing: Feature extraction and translation," *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.*, vol. 14, no. 2, pp. 135–138, 2006.
- [9] V. Jurcak, D. Tsuzuki, and I. Dan, "10/20, 10/10, and 10/5 systems revisited: Their validity as relative head-surface-based positioning systems," *Neuroimage*, vol. 34, no. 4, pp. 1600–1611, 2007.
- [10] O. Friman, I. Volosyak, and A. Gräser, "Multiple Channel Detection of Steady-State Visual Evoked Potentials for Brain-Computer Interfaces.Pdf (Application/Pdf Object)," vol. 54, no. 4, pp. 742–750, 2007.
- [11] G. E. Fabiani, D. J. McFarland, J. R. Wolpaw, and G. Pfurtscheller, "Conversion of EEG activity into cursor movement by a brain-computer interface (BCI)," *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.*, vol. 12, no. 3, pp. 331–338, 2004.
- [12] N. Birbaumer, "Slow cortical potentials: their origin, meaning, and clinical use," in *Brain and behavior past, present, and future*, 1st ed., he Netherlands: Tilburg University Press, 1997, pp. 25–39.
- [13] T. Hinterberger, N. Weiskopf, R. Veit, B. Wilhelm, E. Betta, and N. Birbaumer, "An EEG-driven brain-computer interface combined with functional magnetic resonance imaging (fMRI)," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 51, no. 6, pp. 971–974, 2004.
- [14] G. Pfurtscheller and C. Neuper, "Motor imagery and direct brain- computer communication," *Proc. IEEE*, vol. 89, no. 7, pp. 1123–1134, 2001.

- [15] J. Hu, J. Si, B. P. Olson, and J. He, "Principle component feature detector for motor cortical control.," *Annu. Int. Conf. IEEE Eng. Med. Biol. Soc. IEEE Eng. Med. Biol. Soc. Conf.*, vol. 6, pp. 4021–4, 2004.
- [16] J. Mellinger, *A Practical Guide To Brain-Computer Interface with BCI2000*. Springer London, 2010.
- [17] F. L.A and E. Donchin, "Talking of the top of your head: toward a mental prosthesis utilizing event-related brain potentials." 1988.
- [18] K.-R. Müller, C. W. Anderson, and G. E. Birch, "Linear and nonlinear methods for brain-computer interfaces.," *IEEE Trans. neural Syst. Rehabil. Eng.*, vol. 11, no. 2, pp. 165–169, 2003.
- [19] M. Thulasidas, C. Guan, and J. Wu, "Robust classification of EEG signal for brain-computer interface.," *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.*, vol. 14, no. 1, pp. 24–29, 2006.
- [20] 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.*, vol. 2007, 2007.
- [21] H. Zhao, H. Wang, C.-S. Li, and Y.-G. Li, "Brain-computer interface design based on slow cortical potentials using matlab/simulink," *2009 Int. Conf. Mechatronics Autom.*, pp. 1044–1048, 2009.
- [22] J. A. Pineda, D. S. Silverman, A. Vankov, and J. Hestenes, "Learning to control brain rhythms: making a brain computer interface possible," *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.*, vol. 11, no. 2, pp. 181–184, 2003.
- [23] Y. Te Wang, Y. Wang, and T. P. Jung, "A cell-phone based brain-computer interface for communication in daily life," *Lect. Notes Comput. Sci. (including Subser. Lect. Notes Artif. Intell. Lect. Notes Bioinformatics)*, vol. 6320 LNAI, no. PART 2, pp. 233–240, 2010.
- [24] Y. Z. - and J. Z. -, "A Novel Platform of Brain Computer Interface Based on Android," *J. Conver. Inf. Technol.*, vol. 8, no. 4, pp. 108–116, 2013.
- [25] S. Vernon and S. S. Joshi, "Brain-muscle-computer interface: Mobile-phone prototype development and testing," *IEEE Trans. Inf. Technol. Biomed.*, vol. 15, no. 4, pp. 531–538, 2011.
- [26] A. S. Elsayy and S. Eldawlatly, "P300-based Applications for Interacting with Smart Mobile Devices \*," pp. 22–24, 2015.
- [27] LUCK, Steven J.; KAPPENMAN, Emily S. (ed.). *The Oxford handbook of event-related potential components*. Oxford university press, 2011.
- [28] T. W. Picton, "The P300 wave of the human event-related potential.," *Journal of clinical neurophysiology : official publication of the American Electroencephalographic Society*, vol. 9, no. 4. pp. 456–479, 1992.
- [29] R. M. Rangayyan, "Filtering for Removal Artifacts," in *Biomedical Signal Analysis: A Case-Study Approach*, IEEE Press., 2002, pp. 73–176.

- [30] N. K. Squires, K. C. Squires, and S. A. Hillyard, "Two varieties of long-latency positive waves evoked by unpredictable auditory stimuli in man," *Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol.*, vol. 38, no. 4, pp. 387–401, 1975.
- [31] R. M. Stelmack, M. Houlihan, and P. A. McGarry-Roberts, "Personality, reaction time, and event-related potentials," *J. Pers. Soc. Psychol.*, vol. 65 no, p. 399, 1993.
- [32] C. Doucet and R. M. Stelmack, "An event-related potential analysis of extraversion and individual differences in cognitive processing speed and response execution.," *J. Pers. Soc. Psychol.*, vol. 78, no. 5, pp. 956–64, 2000.
- [33] J. Polich and C. J. Ochoa, "Alcoholism risk, tobacco smoking, and P300 event-related potential," *Clin. Neurophysiol.*, vol. 115, no. 6, pp. 1374–1383, 2004.
- [34] D. J. McFarland, L. M. McCane, S. V. David, and J. R. Wolpaw, "Spatial filter selection for EEG-based communication," *Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol.*, vol. 103, no. 3, pp. 386–394, 1997.
- [35] K. Li, R. Sankar, Y. Arbel, and E. Donchin, "Single trial independent component analysis for P300 BCI system," *Proc. 31st Annu. Int. Conf. IEEE Eng. Med. Biol. Soc. Eng. Futur. Biomed. EMBC 2009*, pp. 4035–4038, 2009.
- [36] E. Donchin, K. M. Spencer, and R. Wijesinghe, "The mental prosthesis: Assessing the speed of a P300-based brain- computer interface," *IEEE Trans. Rehabil. Eng.*, vol. 8, no. 2, pp. 174–179, 2000.
- [37] R. C. T. Lee, Y. H. Chin, and S. C. Chang, "Application Of Principal Component Analysis To Multikey Searching," *Tse*, vol. 2, no. 3, pp. 185–193, 1976.
- [38] D. J. Krusienski, E. W. Sellers, F. Cabestaing, S. Bayoudh, D. J. McFarland, T. M. Vaughan, and J. R. Wolpaw, "A comparison of classification techniques for the P300 Speller.," *J. Neural Eng.*, vol. 3, no. 4, pp. 299–305, 2006.
- [39] IDC, "Smartphone OS Market Share, 2015 Q2." [Online]. Available: <http://www.idc.com/prodserv/smartphone-os-market-share.jsp>. [Accessed: 08-Jul-2016].
- [40] Google, "TOP aplicaciones descargadas." [Online]. Available: [https://play.google.com/store/apps/collection/topselling\\_free](https://play.google.com/store/apps/collection/topselling_free). [Accessed: 08-Jul-2016].
- [41] Aol., BBDO, and InsightsNOW!, "Seven Shades of Mobile: The Hidden Motivations of Mobile Users," p. 10, 2012.
- [42] Statista, "Most famous social network sites worldwide as of August 2017," 2017. [Online]. Available: <https://www.statista.com/statistics/272014/global-social-networks-ranked-by-number-of-users/>. [Accessed: 03-Sep-2017].
- [43] medical engineering G.tec, "Advanced Biosignal Acquisition, Processing and Analysis Products 2013-2014," pp. 1–96, 2013.
- [44] Google, "Bluetooth API." [Online]. Available: <https://developer.android.com/guide/topics/connectivity/bluetooth.html>. [Accessed: 08-Jul-2016].



A continuación, se recogen todos los acrónimos empleados a lo largo de este trabajo de fin de master por orden alfabético, acompañados de su descripción tanto en inglés como en español.

ALS	<i>Amyotrophic Lateral Sclerosis</i> Esclerosis Lateral Amiotrófica
ANN	<i>Artificial Neural Networks</i> Redes Neuronales Artificiales
AR	<i>Autoregressive Models</i> Modelos Autorregresivos
AUC	<i>Area Under Curve</i> Área Bajo la Curva
BCI	<i>Brain Computer Interface</i> Interfaz Cerebro-Computadora
CAR	<i>Common Average Reference</i> Referencia de Media Común
CSP	<i>Common Spatial Patterns</i> Patrones Espaciales Comunes
CWT	<i>Continous Wavelet Transform</i> Transformada Wavelet Continua
DWT	<i>Discrete Wavelet Transform</i> Transformada Wavelet Discreta
EEG	<i>Electroencefalography</i> Electroencefalografía
ECG	<i>Electrocardiography</i> Electrocardiografía
ECoG	<i>Electrocorticography</i> Electrocorticografía

EMG	<i>Electromyography</i> Electromiografía
EOG	<i>Electrooculography</i> Electrooculografía
ERD	<i>Event-Related Desynchronization</i> Desincronización del evento relacionado
ERP	<i>Event-Related Potential</i> Potencial relacionado a un evento
ERS	<i>Event-Related Synchronization</i> Sincronización del evento relacionado
FLD	<i>Fisher's Linear Discriminant</i> Discriminante Lineal de Fisher
fMRI	<i>Functional Magnetic Resonance Imaging</i> Imagen por Resonancia Magnética Funcional
HMM	<i>Hidden Markov Model</i> Modelo Oculto de Markov
ICA	<i>Independent Component Analysis</i> Análisis de Componentes Independientes
LDA	<i>Linear Discriminant Analysis</i> Análisis Discriminante Lineal
LMS	<i>Least Mean Square</i> Mínimos Cuadrados Promediados
LVQ	<i>Linear-Vector Quantization</i> Aprendizaje por Cuantificación Vectorial
MEG	<i>Magnetoencephalography</i> Magnetoencefalografía
MSE	<i>Mean Square Error</i> Error Cuadrático Medio
mVEP	<i>Motion-onset Visual Evoked Potentials</i> Potenciales Evocados Visuales de Movimiento
NPV	<i>Negative Predictive Value</i> Valor Predictivo Negativo

PCA	<i>Principal Component Analysis</i> Análisis de Componentes Principales
PCM	<i>Pearson's Correlation Method</i> Método de Correlación de Pearson
PET	<i>Positron Emission Tomography</i> Tomografía por Emisión de Positrones
PLS	<i>Partial Least Squares</i> Mínimos Cuadrados Parciales
PPV	<i>Positive Predictive Value</i> Valor Predictivo Positivo
QDA	<i>Quadratic Discriminant Analysis</i> Análisis Discriminante Cuadrático
RLS	<i>Recursive Least Squares</i> Mínimos Cuadrados Recursivos
RT	<i>Reaction Time</i> Tiempo de Reacción
SCP	<i>Slow Cortical Potentials</i> Potenciales Corticales Lentos
STFT	<i>Short-Time Fourier Transform</i> Transformada de Fourier de Tiempo Corto
SWLD	<i>A StepWise Linear Discriminant Analysis</i> Análisis Discriminante Lineal Paso-a-paso
SVM	<i>Support Vector Machines</i> Máquinas de Vectores de Soporte
TTD	<i>Thought Translation Device</i> Dispositivo de Interpretación del Pensamiento
VEP	<i>Visual Evoked Potentials</i> Potenciales Evocados Visuales
WPT	<i>Wavelet Packet Transform</i> Transformada de Paquetes Wavelet





# ANEXO B

## TAREAS Y CUESTIONARIO

En este anexo se adjuntan los dos documentos que se les entregaron a los sujetos para la realización de las pruebas. El primero describe las tareas propuestas, mientras que el segundo es el cuestionario de satisfacción que deben cumplimentar al término de la segunda sesión

### B.1. TAREAS PROPUESTAS

#### B.1.1 Procedimiento resumido

##### **SESIÓN 1 – CALIBRACIÓN Y MANEJO DE LA APLICACIÓN** ~65 min

- Calibración del clasificador ~26 min
- Tarea 1: Mandar SMS a contacto ~6 min
- Tarea 2: Añadir alarma ~7 min

##### **SESIÓN 2 – EVALUACIÓN** ~60 min

- Comprobación del clasificador ~4-8 min
- Tarea 1: Añadir contacto ~10 min
- Tarea 2: Llamar a contacto ~3 min
- Tarea 3: Búsqueda con el navegador ~10 min
- Tarea 4: Dar “me gusta” a un tweet ~4 min
- Tarea 5: Escribir un tweet ~6 min

**Nota<sup>(1)</sup>:** se añaden unos 25 minutos extra para cubrir los tiempos de preparación de cada parte, problemas con el usuario o variación del número de secuencias.

**Nota<sup>(2)</sup>:** si fuese necesario, se podrían incluir registros basales de 2 min antes y después de la realización de cada sesión.

#### B.1.2 Procedimiento detallado

##### a) SESIÓN 1 – CALIBRACIÓN Y MANEJO DE LA APLICACIÓN

CALIBRACIÓN DEL CLASIFICADOR	
<b>CONFIGURACIÓN</b>	15 SECUENCIAS con MATRIZ DE TECLADO 9x6
<b>PROCEDIMIENTO</b>	4 RONDAS de 6 TRIALS (4 palabras de 6 letras)
<b>DURACIÓN APROX.</b>	~26 min (~6 min/ronda + ~2 min SWLDA)
<b>DESCRIPCIÓN</b>	Se ordena al usuario escribir con la matriz de teclado cuatro palabras de seis letras cada una con el fin de obtener muestras de entrenamiento suficientes para hallar su clasificador óptimo.

<b>TAREA 1</b>		<b>MANDAR SMS A CONTACTO</b>	
<b>SELEC. MÍNIMAS</b>		9 selecciones	
<b>SELEC. ÓPTIMAS</b>		IC.CONTACTOS 0 0 MTX MAYUS B C I ENTER	
<b>DURACIÓN MÍNIMA.</b>		~6 min (15 secuencias)	
<b>MATRICES A UTILIZAR</b>		Menú principal, contactos, teclado	
<b>DESCRIPCIÓN</b>		El usuario enviará un SMS a un contacto guardado previamente en el teléfono. Esta tarea introduce el funcionamiento de la aplicación de contactos y SMS.	
<b>TAREA 2</b>		<b>AÑADIR ALARMA</b>	
<b>SELEC. MÍNIMAS</b>		10 selecciones	
<b>SELEC. ÓPTIMAS</b>		IC.ALARMA IC.ALARMA 1 2 3 4 IC.ACTION 0 1 IC.ACTION	
<b>DURACIÓN MÍNIMA.</b>		~7 min (15 secuencias)	
<b>MATRICES A UTILIZAR</b>		Menú principal, matriz events	
<b>DESCRIPCIÓN</b>		El usuario definirá y activará una nueva alarma de repetición semanal los lunes. Esta tarea introduce el funcionamiento de la aplicación de alarmas	

## b) SESIÓN 2 – EVALUACIÓN DE LA APLICACIÓN

<b>COMPROBACIÓN DEL CLASIFICADOR</b>	
<b>CONFIGURACIÓN</b>	15 SECUENCIAS con MATRIZ DE NAVEGACIÓN 4x4
<b>PROCEDIMIENTO</b>	1 o 2 RONDAS de 6 TRIALS
<b>DURACIÓN APROX.</b>	~4 min o ~8 min
<b>DESCRIPCIÓN</b>	Puesto que ésta es la segunda sesión, es necesario comprobar el comportamiento del clasificador hallado previamente. Probablemente, las variaciones inter-sesión hayan causado un mal comportamiento del clasificador, así que se realizan 1 o 2 rondas de 6 trials, según el caso particular, y se crea un nuevo clasificador a partir del anterior con estas nuevas muestras de entrenamiento.

<b>TAREA 1</b>		<b>AÑADIR CONTACTO</b>	
<b>SELEC. MÍNIMAS</b>		17 selecciones	
<b>SELEC. ÓPTIMAS</b>		IC.CONTACTOS IC.AÑADIR MTX a a ENTER MTX X X X X X X X X IC.AÑADIR	
<b>DURACIÓN MÍNIMA</b>		~102min (15 secuencias)	
<b>MATRICES A UTILIZAR</b>		Menú principal, contactos, teclado	
<b>DESCRIPCIÓN</b>		El objetivo del usuario es añadir un contacto a la agenda. Para ello utilizará la aplicación de contactos, ya usada en la primera sesión, para añadir el contacto con nombre aa. Esta tarea servirá para introducir la navegación a través de formularios con la matriz de teclado	
<b>TAREA 2</b>		<b>LLAMAR A CONTACTO</b>	
<b>SELEC. MÍNIMAS</b>		3 selecciones	
<b>SELEC. ÓPTIMAS</b>		IC.CONTACTOS 0 1	
<b>DURACIÓN MÍNIMA</b>		~3 min (15 secuencias)	
<b>MATRICES A UTILIZAR</b>		Menú principal, contactos	
<b>DESCRIPCIÓN</b>		El objetivo del usuario es llamar a un contacto a través de la aplicación de contactos. Para realizarla es necesario seleccionar el contacto y marcar la función de llamada.	
<b>TAREA 3</b>		<b>BÚSQUEDA EN EL NAVEGADOR</b>	
<b>SELEC. MÍNIMAS</b>		16 selecciones	
<b>SELEC. ÓPTIMAS</b>		IC.BROWSER 1 4 MTX g i b SPACE u v a TAB_BACK DELETE 5 1 0	

<b>DURACIÓN MÍNIMA</b>	~13 min (15 secuencias)
<b>MATRICES A UTILIZAR</b>	Menú principal, navegador y teclado
<b>DESCRIPCIÓN</b>	Partiendo de la actividad principal, el usuario realizará una búsqueda con la aplicación del navegador. En concreto, buscará en <i>Google</i> "gib uva", para posteriormente introducirse en la página del grupo de ingeniería biomédica.
<b>TAREA 4</b>	<b>ACCEDER AL PERFIL Y DAR "ME GUSTA" A UN TWEET</b>
<b>SELEC. MÍNIMAS</b>	5 selecciones
<b>SELEC. ÓPTIMAS</b>	IC.TWITTER IC.PROFILE DOWN 3 2
<b>DURACIÓN MÍNIMA.</b>	~4 min (15 secuencias)
<b>MATRICES A UTILIZAR</b>	Menú principal, Twitter
<b>DESCRIPCIÓN</b>	La tarea consiste en dar me gusta al primer tweet realizado con la cuenta del GIB. Para ello el usuario deberá desplazarse hasta el perfil de la cuenta, hacer <i>scroll</i> hacia abajo, seleccionar el tweet correspondiente y marcarlo como favorito.
<b>TAREA 5</b>	<b>ESCRIBIR UN TWEET</b>
<b>SELEC. MÍNIMAS</b>	9 selecciones
<b>SELEC. ÓPTIMAS</b>	IC.TWITTER IC.WRITE MTX H O L A MTX IC.WRITE
<b>DURACIÓN MÍNIMA</b>	~11 min (15 secuencias)
<b>MATRICES A UTILIZAR</b>	Menú principal, Twitter, teclado
<b>DESCRIPCIÓN</b>	En esta tarea se propone al usuario escribir un tweet con el texto "¡Hola mundo!". Para ello deberá utilizar la aplicación de Twitter incluida en BCIMobilePhone.

<b>CUESTIONARIO DE SATISFACCIÓN</b>	
<b>DESCRIPCIÓN</b>	Al finalizar la sesión de evaluación, se hará entrega al usuario de un cuestionario que recoja la satisfacción, el confort, la fatiga y/o las sugerencias de mejora de cada participante. Para diseñarlo, se pueden tener en cuenta las recomendaciones de la norma ISO 9241-9 (requirements for non-keyboard input).

