



UNIVERSIDAD DE VALLADOLID

E.T.S.I. TELECOMUNICACIÓN

TRABAJO FIN DE GRADO

GRADO EN INGENIERÍA DE TECNOLOGÍAS DE TELECOMUNICACIÓN

Análisis longitudinal de sistemas Brain-Computer Interface (BCI) no invasivos basados en potenciales evocados modulados por código (c-VEP) con electrodos secos y húmedos

Autora:

Dña. Lucía Alonso-Miñón Muñoz

Tutores:

Dr. D. Víctor Martínez Cagigal

Dr. D. Roberto Hornero Sánchez

Valladolid, 18 de septiembre de 2024

TÍTULO: **Análisis longitudinal de sistemas Brain-Computer Interface (BCI) no invasivos basados en potenciales evocados modulados por código (c-VEP) con electrodos secos y húmedos**

AUTOR: **Dña. Lucía Alonso-Miñón Muñoz**

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

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

TRIBUNAL

PRESIDENTE: **Dr. D. Roberto Hornero Sánchez**

VOCAL: **Dr. D. Jesús Poza Crespo**

SECRETARIO: **Dr. D. Javier Gómez Pilar**

SUPLENTE 1: **Dra. Dña. María García Gadañón**

SUPLENTE 2: **Dr. D. Carlos Gómez Peña**

FECHA:

CALIFICACIÓN:

Resumen

El electroencefalograma (EEG) es una herramienta fundamental en el campo de la neurofisiología, utilizada principalmente para registrar la actividad eléctrica del cerebro. Su historia se remonta a principios del siglo XX cuando Hans Berger, un psiquiatra alemán, realizó las primeras mediciones exitosas de las ondas cerebrales, descubriendo que las señales eléctricas podían ser detectadas a través del cuero cabelludo y registradas a través del mismo mediante el uso de electrodos.

El EEG se utiliza en la práctica clínica para diagnosticar diversas patologías como la epilepsia, el coma, trastornos del sueño, migrañas, accidentes isquémicos cerebrales, entre otros. Gracias a los avances en la investigación y al desarrollo de nuevos dispositivos, las aplicaciones del EEG se han extendido más allá del ámbito clínico, incorporándose a la vida cotidiana mediante el uso de dispositivos como ordenadores y sistemas de interfaz cerebro-ordenador (BCI).

En este Trabajo de Fin de Grado, se ha llevado a cabo un estudio exhaustivo sobre la precisión y la tasa de transferencia de información (ITR) utilizando un *speller* BCI basado en c-VEP y tres configuraciones diferentes de equipos de electroencefalografía: electrodos secos con el equipo Enobio (Neuroelectrics), electrodos húmedos con el equipo Enobio (Neuroelectrics) y electrodos húmedos con el equipo g.USBamp (g.Tec). Se han realizado experimentos con ocho sujetos, y se ha evaluado la precisión en la selección de comandos y la ITR en diferentes sesiones. Los resultados muestran que los electrodos húmedos ofrecen una mayor precisión y una mejor ITR en comparación con los electrodos secos. Además, se observaron variaciones individuales en la respuesta de los sujetos, lo que indica la influencia de factores fisiológicos y anatómicos en la captación de señales EEG.

El estudio se ha llevado a cabo a lo largo de un período prolongado, con cuatro sesiones espaciadas en intervalos de un mes. Los resultados de este estudio longitudinal han mostrado una mejora continua en los parámetros analizados (ITR, precisión), subrayando la importancia de la evaluación a largo plazo de los sistemas BCI. Se demostró que los sujetos podían mantener el control del sistema incluso después de un tiempo prolongado, con una precisión media de 95.70% para los electrodos activos húmedos y de 65.23% para los pasivos en la sesión realizada tras un mes desde la calibración, lo que es esencial para la viabilidad práctica de los sistemas BCI.

Palabras clave

Brain-Computer Interface, electroencefalograma (EEG), potencial evocado visual (VEP), potenciales evocados visuales modulados por código (c-VEP), procesado de señal.

Abstract

The electroencephalogram (EEG) is a fundamental tool in the field of neurophysiology, primarily used to record the brain's electrical activity. Its history dates back to the early 20th century when Hans Berger, a German psychiatrist, made the first successful measurements of brain waves, discovering that electrical signals could be detected through the scalp and recorded using electrodes.

EEG is used in clinical practice to diagnose various pathologies such as epilepsy, coma, sleep disorders, migraines, ischemic strokes, among others. Thanks to advances in research and the development of new devices, EEG applications have extended beyond the clinical setting, becoming part of daily life through the use of devices like computers and brain-computer interface (BCI) systems.

In this Bachelor's Thesis, a comprehensive study on accuracy and information transfer rate (ITR) was conducted using a c-VEP-based BCI speller and three different electroencephalography equipment configurations: dry electrodes with the Enobio system (Neuroelectronics), wet electrodes with the Enobio system (Neuroelectronics), and wet electrodes with the g.USBamp system (g.Tec). Experiments were conducted with eight subjects, and accuracy in command selection and ITR were evaluated across different sessions. The results show that wet electrodes provide higher accuracy and better ITR compared to dry electrodes. Additionally, individual variations in subject responses were observed, indicating the influence of physiological and anatomical factors on EEG signal acquisition.

The study was conducted over an extended period, with four sessions spaced at one-month intervals. The results of this longitudinal study showed continuous improvement in the analyzed parameters (ITR, accuracy), highlighting the importance of long-term evaluation of BCI systems. It was demonstrated that subjects could maintain control of the system even after a prolonged period, with an average accuracy of 95.70% for the active wet electrodes and 65.23% for the passive ones in the session conducted one month after calibration, which is essential for the practical viability of BCI systems.

Keywords

Brain-Computer Interface (BCI), electroencephalogram (EEG), visual evoked potential (VEP), code-modulated visual evoked potentials (c-VEP), signal processing.

Agradecimientos

En primer lugar, quiero expresar mi más sincero agradecimiento a Roberto Hornero Sánchez por brindarme la oportunidad de participar en el grupo de investigación de Ingeniería Biomédica, por abrirme las puertas de este mundo y enseñarme a lo que quiero dedicarme en un futuro.

A Víctor Martínez, por su orientación, paciencia y consejos en todo momento.

A mis padres y hermanos, ya que sin su apoyo incondicional, amor y comprensión este logro no habría sido posible.

Finalmente, a todas las personas que han estado siempre conmigo y me han acompañado durante este camino. Gracias por creer en mí y por animarme a seguir adelante incluso en los momentos más difíciles.

ÍNDICE GENERAL

CAPÍTULO 1. INTRODUCCIÓN	1
1.1 Ingeniería biomédica.....	1
1.2 Tipos de señales biomédicas.....	2
1.3 Electroencefalograma	3
1.4 Sistemas Brain-Computer Interface (BCI).....	7
1.5 Objetivos del Trabajo de Fin de Grado	8
1.6 Estructura del TFG.....	8
CAPÍTULO 2. MARCO TEÓRICO	11
2.1 Sistemas BCI.....	11
2.1.1 Introducción.....	11
2.1.2 Métodos para registrar la señal cerebral	13
2.1.3 Señales de control.....	15
2.1.4 Tratamiento de la señal EEG	22
2.1.5 Aplicaciones de los sistemas BCI.....	27
2.2 Potenciales evocados visuales modulados por código (c-VEP).....	31
2.2.1 Principio de funcionamiento de los c-VEP	31
2.2.2 Procesamiento de señal c-VEP	33
2.3 Aplicaciones basadas en c-VEP	34
CAPÍTULO 3. ESTADO DE LA TÉCNICA	37
3.1 Estudios basados en electrodos secos y húmedos	37
3.1.1 M. Samara, C. Farmaki, N. Zacharioudakis, M. Padiaditis, M. Krana, and V. Sakkalis, “Comparison between dry and wet EEG electrodes in an SSVEP-based BCI for robot navigation” [27] 37	37
3.1.2 M. Spüler, “A high-speed brain-computer interface (BCI) using dry EEG electrodes” [28]	39
3.2 Estudios basados en un enfoque longitudinal	41
3.2.1 F. Gemblar, P. Stawicki, A. Rezeika, M. Benda, and I. Volosyak, “Exploring Session-to-Session Transfer for Brain-Computer Interfaces based on Code-Modulated Visual Evoked Potentials” [29] ...	42
CAPÍTULO 4. DISEÑO Y DESARROLLO DEL SISTEMA BCI	46
4.1 Materiales y equipos utilizados	46
4.2 Plataforma MEDUSA©.....	49
4.2.1 Procesamiento de señales:	50
4.3 Aplicación c-VEP Keyboard	51
4.3.1 Configuración de parámetros	52
CAPÍTULO 5. PROTOCOLO DE EVALUACIÓN	62
5.1 Población de estudio y procedimiento	62
5.1.1 Montaje	63
5.1.2 Fase de calibración.....	63
5.1.3 Fase de test	64
5.2 Cuestionario de satisfacción	65
CAPÍTULO 6. RESULTADOS.....	69

6.1	Parámetros.....	69
6.2	Sujeto 1.....	70
6.2.1	Electrodos pasivos secos con Enobio.....	70
6.2.2	Electrodos pasivos húmedos con Enobio.....	71
6.2.3	Electrodos activos húmedos con g.USBamp.....	73
6.3	Sujeto 2.....	74
6.3.1	Electrodos pasivos secos con Enobio.....	74
6.3.2	Electrodos pasivos húmedos con Enobio.....	75
6.3.3	Electrodos activos húmedos con g.USBamp.....	76
6.4	Sujeto 3.....	77
6.4.1	Electrodos pasivos secos con Enobio.....	77
6.4.2	Electrodos pasivos húmedos con Enobio.....	78
6.4.3	Electrodos activos húmedos de g.USBamp.....	79
6.5	Sujeto 4.....	80
6.5.1	Electrodos pasivos secos con Enobio.....	80
6.5.2	Electrodos pasivos húmedos con Enobio.....	81
6.5.3	Electrodos activos húmedos de g.USBamp.....	82
6.6	Sujeto 5.....	83
6.6.1	Electrodos pasivos secos con Enobio.....	83
6.6.2	Electrodos pasivos húmedos con Enobio.....	84
6.6.3	Electrodos activos húmedos de g.USBamp.....	85
6.7	Sujeto 6.....	86
6.7.1	Electrodos pasivos secos con Enobio.....	86
6.7.2	Electrodos pasivos húmedos con Enobio.....	87
6.7.3	Electrodos activos húmedos de g.USBamp.....	88
6.8	Sujeto 7.....	89
6.8.1	Electrodos pasivos secos con Enobio.....	89
6.8.2	Electrodos pasivos húmedos con Enobio.....	90
6.8.3	Electrodos activos húmedos de g.USBamp.....	91
6.9	Sujeto 8.....	92
6.9.1	Electrodos pasivos secos con Enobio.....	92
6.9.2	Electrodos pasivos húmedos con Enobio.....	93
6.9.3	Electrodos activos húmedos de g.USBamp.....	94
6.10	Media de los resultados.....	95
6.10.1	Electrodos pasivos secos con Enobio.....	95
6.10.2	Electrodos pasivos húmedos con Enobio.....	100
6.10.3	Electrodos asctivos húmedos de g.USBamp.....	105
6.11	Resultados del cuestionario de satisfacción.....	107
CAPÍTULO 7. DISCUSIÓN DE RESULTADOS.....		111
7.1	Análisis del rendimiento del sistema.....	111
7.2	Análisis longitudinal del rendimiento del sistema.....	112
7.3	Cuestionario de satisfacción.....	116
7.4	Comparación con otros estudios.....	117
7.5	Limitaciones.....	119
CAPÍTULO 8. CONCLUSIONES Y LÍNEAS FUTURAS.....		122
8.1	Conclusiones.....	122

8.2 Líneas futuras.....	123
CAPÍTULO 9. REFERENCIAS.....	125
CAPÍTULO 10. ÍNDICE DE ACRÓNIMOS	129
CAPÍTULO 11. ANEXOS	132
11.1 Código generado en Python.....	132
11.1.1 Shift.py	132
11.1.2 cVEP_EpochAnalysis_Oz.....	135
11.1.3 cVEP_Oz_SignalProcessing_FFT	137
11.1.4 cVEP_Multichannel_Analysis_Time_Frequency.....	138
11.2 Protocolo de evaluación.....	142

ÍNDICE DE FIGURAS

CAPÍTULO 1. INTRODUCCIÓN

<i>Figura 1-1. De arriba abajo, ejemplos de un electroencefalograma, electrocardiograma y electromiograma [4].</i>	3
<i>Figura 1-2. Primer electroencefalograma humano registrado por Berger en 1924.</i>	4
<i>Figura 1-3. Ejemplos: a) ondas Delta; b) ondas Theta; c) ondas Alpha; y d) ondas Beta [3].</i>	5
<i>Figura 1-4. Sistema de referencia 10-10 indicando los lóbulos cerebrales a los que pertenecen cada electrodo: frontal (azul), temporal (verde), parietal (amarillo) y occipital (rojo) [9].</i>	6
<i>Figura 1-5. Ejemplo de un sistema BCI basado en el registro de spikes neuronales. En este caso, se trata de un sistema BCI invasivo en el que se registran los potenciales de acción (spikes) directamente desde el cerebro mediante la inserción de electrodos. Estos electrodos detectan la actividad eléctrica de las neuronas cuando el usuario imagina escribir una palabra, como se observa en la imagen.</i>	7

CAPÍTULO 2. MARCO TEÓRICO

<i>Figura 2-1. Dibujo enviado por Jasper a Berger donde se muestra que las señales cerebrales pueden ser usadas para la comunicación. Un sistema BCI tiene la función de registrar estas señales, procesarlas para detectar las intenciones del usuario y convertir dichas intenciones en comandos que controlan aplicaciones o dispositivos externos. De esta manera, se proporciona al SNC una nueva vía de salida que no es ni neuromuscular ni hormonal [10].</i>	11
<i>Figura 2-2. De arriba a abajo, cinco aplicaciones de los sistemas BCI: sustitución, restauración, aumento, complementación y mejora.</i>	12
<i>Figura 2-3. A la izquierda, craneotomía para la inserción de electrodos para electrocorticografía, a la derecha, localización de los electrodos según el tipo de técnica de registro de actividad cerebral [15].</i>	13
<i>Figura 2-4. A la izquierda diferentes modalidades de registro BCI y ubicación de los electrodos para el registro. A la derecha resoluciones de las diferentes técnicas de imagen cerebral.</i>	15
<i>Figura 2-5. Tipos de señales de control basadas en VEP: SSVEP, t-VEP y c-VEP [10].</i>	17
<i>Figura 2-6. Potencial P300 registrado como respuesta a un estímulo poco frecuente aproximadamente 300 ms después del estímulo (línea gruesa). La línea fina corresponde a la respuesta al estímulo frecuente [17].</i>	18
<i>Figura 2-7. Aumento y reducción de la actividad cortical [18].</i>	19
<i>Figura 2-8. ERD y ERS asociados al levantamiento voluntario del dedo índice derecho. La línea azul representa el instante ($t=0s$) en el que se produce el movimiento. Imagen izquierda: superposición de la potencia en las bandas mu (10-12 Hz), beta (14-18 Hz) y gamma (36-40 Hz) a partir de EEG registrado con electrodo C3. Imagen derecha: EEG registrado durante el movimiento.</i>	20
<i>Figura 2-9. Etapas fundamentales para el tratamiento de la señal obtenida.</i>	22
<i>Figura 2-10. De izquierda a derecha, señal de EEG contaminada con: a) señal eléctrica a 60 Hz; b) artefactos por pestañeo; c) movimientos musculares; d) movimientos oculares.</i>	24
<i>Figura 2-11. Procedimiento para extraer la potencia de banda de una señal. A) Señal original en el dominio del tiempo, la cual puede contener diferentes componentes de frecuencia, ruido y artefactos. B) Señal después de aplicar un filtrado paso-banda. C) Señal elevada al cuadrado. D) Señal tras filtrado paso-bajo.</i>	24
<i>Figura 2-12. Matriz de comandos utilizada en el estudio de Farwell y Donchin (1988) [21]</i>	28
<i>Figura 2-13. Funcionamiento de un sistema BCI basado en SSVEP. Trazo azul: actividad EEG del comando que el sujeto está mirando y en sus correspondientes armónicos. Trazo rojo: actividad EEG cuando el usuario no está mirando a ningún comando [10].</i>	29
<i>Figura 2-14. Sistema BCI basado en EEG que permite a un paciente con la mano paralizada agarrar un objeto cuando se activa el FES [19].</i>	29
<i>Figura 2-15. Prótesis utilizada en el estudio de Muller et al. (2008) [20].</i>	30
<i>Figura 2-16. Videojuego diseñado por Lalor et al. (2005) [22], a la izquierda avatar en modo de entrenamiento. A la derecha avatar perdiendo el equilibrio.</i>	31
<i>Figura 2-17. (a) Secuencia m-binaria de 63 bits. (b) Codificación de 5 comandos, cuyos retardos aumentan con un paso de 4. (c) Respuesta c-VEP en un registro de EEG.</i>	32

<i>Figura 2-18. Densidad espectral de potencia</i>	32
<i>Figura 2-19. Flujo de procesamiento de referencia para BCIs basados en c-VEP. La etapa de calibración se enfoca en calcular las plantillas para cada comando según sus retrasos. Durante las sesiones en línea, la fase de prueba proyecta las épocas de los ensayos y determina el comando seleccionado mediante un análisis de correlación.</i>	34
<i>Figura 2-20. Montaje del experimento.</i>	35
<i>Figura 2-21. Arquitectura del sistema BCI. En primer lugar, adquisición de la señal de los dos jugadores, después, etapa de procesamiento de las señales de EEG, y, por último, aplicación del videojuego.</i>	36

CAPÍTULO 3. ESTADO DE LA TÉCNICA

<i>Figura 3-1. Módulos interconectados de los que constaba el estudio.</i>	38
<i>Figura 3-2. Ruta predefinida para la sesión de navegación en línea. Los sujetos debían conducir el coche siguiendo la ruta de la línea negra hasta la x negra, y después llegar a la x roja.</i>	39
<i>Figura 3-3. Matriz de 32 caracteres utilizada en el estudio de M.Spüler [28].</i>	40
<i>Figura 3-4. Forma de onda media de c-VEP del electrodo individual donde el c-VEP era más intenso. La media de los sujetos se muestra con línea negra, y sujetos individuales en líneas de color. A: sujetos con rendimiento más alto. B: sujetos con rendimiento más bajo.</i>	41
<i>Figura 3-5. Matriz de comandos utilizada en el estudio.</i>	42
<i>Figura 3-6. Resultados de precisión e ITR en el estudio offline a lo largo de las dos sesiones.</i>	43

CAPÍTULO 4. DISEÑO Y DESARROLLO DEL SISTEMA BCI

<i>Figura 4-1. Sujeto S2 con equipo Enobio 8 de Neuroelectrics.</i>	47
<i>Figura 4-2. Electrodo seco (izquierda) y electrodo húmedo (derecha) utilizados en el estudio con el equipo Enobio 8.</i>	48
<i>Figura 4-3. Interfaz de la plataforma NIC.</i>	48
<i>Figura 4-4. A la izquierda, equipo g.USBamp, a la derecha Electro-Gel de Bionic y pinza de referencia.</i>	49
<i>Figura 4-5. Visión general de la plataforma MEDUSA©. Las señales EEG, ECG y EMG se adquieren mediante el protocolo LSL y se visualizan en tiempo real o en aplicaciones BCI. En este ejemplo, se representa una aplicación con el paradigma de fila-columna (RCP), y el Kernel se utiliza para procesar señales y detectar ERP en tiempo real.</i>	51
<i>Figura 4-6. Interfaz principal de la plataforma MEDUSA©.</i>	51
<i>Figura 4-7. Matriz de comandos de la aplicación c-VEP Keyboard presentada a los sujetos.</i>	52
<i>Figura 4-8. Pestañas de configuración de parámetros y botones de acción de la aplicación c-VEP Keyboard.</i>	52
<i>Figura 4-9. Pestaña "Run settings" de la aplicación c-VEP Keyboard para la configuración de parámetros.</i>	53
<i>Figura 4-10. Pestaña "Timings" de la aplicación c-VEP Keyboard para la configuración de parámetros.</i>	55
<i>Figura 4-11. Pestaña "Colors" de la aplicación c-VEP Keyboard para la configuración de parámetros.</i>	56
<i>Figura 4-12. Pestaña "Encoding and matrix" de la aplicación c-VEP Keyboard para la configuración de parámetros.</i>	57
<i>Figura 4-13. Configuración de codificación y correlación en la aplicación c-VEP Keyboard.</i>	58
<i>Figura 4-14. Pestaña "Train model" de la aplicación c-VEP Keyboard para la configuración de parámetros.</i>	60

CAPÍTULO 5. PROTOCOLO DE EVALUACIÓN

<i>Figura 5-1. Posición de los electrodos para adquirir la señal de EEG.</i>	63
<i>Figura 5-2. Tiempos de iluminación para los 5 trials de un train.</i>	64
<i>Figura 5-3. Iluminación de la letra P durante la fase de entrenamiento.</i>	64
<i>Figura 5-4. Tiempos de iluminación para la selección de un comando en la fase de test.</i>	65

CAPÍTULO 6. RESULTADOS

<i>Figura 6-1. Template canal Oz del Sujeto 1 con electrodos pasivos secos.</i>	71
<i>Figura 6-2. Template canal Oz del Sujeto 1 con electrodos pasivos húmedos.</i>	72
<i>Figura 6-3. Template canal Oz del Sujeto 1 con electrodos activos húmedos de g.USBamp.</i>	73

<i>Figura 6-4. Template canal Oz del Sujeto 2 con electrodos pasivos secos.</i>	74
<i>Figura 6-5. Template canal Oz del Sujeto 2 con electrodos pasivos húmedos.</i>	75
<i>Figura 6-6. Template canal Oz del Sujeto 2 con electrodos activos húmedos de g.USBamp.</i>	76
<i>Figura 6-7. Template canal Oz del Sujeto 3 con electrodos pasivos secos.</i>	77
<i>Figura 6-8. Template canal Oz del Sujeto 3 con electrodos pasivos húmedos.</i>	78
<i>Figura 6-9. Template canal Oz del Sujeto 3 con electrodos activos húmedos de g.USBamp .</i>	79
<i>Figura 6-10. Template canal Oz del Sujeto 4 con electrodos pasivos secos.</i>	80
<i>Figura 6-11. Template canal Oz del Sujeto 4 con electrodos pasivos húmedos.</i>	81
<i>Figura 6-12. Template canal Oz del Sujeto 4 con electrodos activos húmedos de g.USBamp.</i>	82
<i>Figura 6-13. Template canal Oz del Sujeto 5 con electrodos pasivos secos.</i>	83
<i>Figura 6-14. Template canal Oz del Sujeto 5 con electrodos pasivos húmedos.</i>	84
<i>Figura 6-15. Template canal Oz del Sujeto 5 con electrodos activos húmedos de g.USBamp.</i>	85
<i>Figura 6-16. Template canal Oz del Sujeto 6 con electrodos pasivos secos.</i>	86
<i>Figura 6-17. Template canal Oz del Sujeto 6 con electrodos pasivos húmedos.</i>	87
<i>Figura 6-18. Template canal Oz del Sujeto 6 con electrodos activos húmedos de g.USBamp.</i>	88
<i>Figura 6-19. Template canal Oz del Sujeto 7 con electrodos pasivos secos.</i>	89
<i>Figura 6-20. Template canal Oz del Sujeto 7 con electrodos pasivos húmedos.</i>	91
<i>Figura 6-21. Template canal Oz del Sujeto 7 con electrodos activos húmedos de g.USBamp.</i>	92
<i>Figura 6-22. Template canal Oz del Sujeto 8 con electrodos pasivos secos.</i>	93
<i>Figura 6-23. Template canal Oz del Sujeto 8 con electrodos pasivos húmedos.</i>	94
<i>Figura 6-24. Template canal Oz del Sujeto 8 con electrodos activos húmedos de g.USBamp.</i>	95
<i>Figura 6-25. Representación gráfica de la variación de la precisión de todos los sujetos en función del número de ciclos con electrodos pasivos secos en la sesión 1.</i>	96
<i>Figura 6-26. Representación gráfica de la variación de la ITR de todos los sujetos en función del número de ciclos con electrodos pasivos secos en la sesión 1.</i>	96
<i>Figura 6-27. Representación gráfica de la variación de la precisión de todos los sujetos en función del número de ciclos con electrodos pasivos secos en la sesión 2.</i>	97
<i>Figura 6-28. Representación gráfica de la variación de la ITR de todos los sujetos en función del número de ciclos con electrodos pasivos secos en la sesión 2.</i>	97
<i>Figura 6-29. Representación gráfica de la variación de la precisión de todos los sujetos en función del número de ciclos con electrodos pasivos secos en la sesión 3.</i>	98
<i>Figura 6-30. Representación gráfica de la variación de la ITR de todos los sujetos en función del número de ciclos con electrodos pasivos secos en la sesión 3.</i>	98
<i>Figura 6-31. Representación gráfica de la variación de la precisión de todos los sujetos en función del número de ciclos con electrodos pasivos secos en la sesión 4.</i>	99
<i>Figura 6-32. Representación gráfica de la variación de la ITR de todos los sujetos en función del número de ciclos con electrodos pasivos secos en la sesión 4.</i>	99
<i>Figura 6-33. Templates del canal Oz de todos los sujetos y promedio de todas ellas con electrodos pasivos secos.</i>	100
<i>Figura 6-34. Representación gráfica de la variación de la precisión de todos los sujetos en función del número de ciclos con electrodos pasivos húmedos en la sesión 1.</i>	101
<i>Figura 6-35. Representación gráfica de la variación de la ITR de todos los sujetos en función del número de ciclos con electrodos pasivos húmedos en la sesión 1.</i>	101
<i>Figura 6-36. Representación gráfica de la variación de la precisión de todos los sujetos en función del número de ciclos con electrodos pasivos húmedos en la sesión 2.</i>	102
<i>Figura 6-37. Representación gráfica de la variación de la ITR de todos los sujetos en función del número de ciclos con electrodos pasivos húmedos en la sesión 2.</i>	102
<i>Figura 6-38. Representación gráfica de la variación de la precisión de todos los sujetos en función del número de ciclos con electrodos pasivos húmedos en la sesión 3.</i>	103
<i>Figura 6-39. Representación gráfica de la variación de la ITR de todos los sujetos en función del número de ciclos con electrodos pasivos húmedos en la sesión 3.</i>	103
<i>Figura 6-40. Representación gráfica de la variación de la precisión de todos los sujetos en función del número de ciclos con electrodos pasivos húmedos en la sesión 4.</i>	104
<i>Figura 6-41. Representación gráfica de la variación de la ITR de todos los sujetos en función del número de ciclos con electrodos pasivos húmedos en la sesión 4.</i>	104
<i>Figura 6-42. Templates del canal Oz de todos los sujetos y promedio de todas ellas con electrodos pasivos húmedos.</i>	105

<i>Figura 6-43. Representación gráfica de la variación de la precisión de todos los sujetos en función del número de ciclos con electrodos activos húmedos de g.USBamp.</i>	106
<i>Figura 6-44. Representación gráfica de la variación de la ITR de todos los sujetos en función del número de ciclos con electrodos activos húmedos de g.USBamp.</i>	106
<i>Figura 6-45. Templates del canal Oz de todos los sujetos y promedio de todas ellas con electrodos activos húmedos de g.USBamp.</i>	107

CAPÍTULO 7. DISCUSIÓN DE RESULTADOS

<i>Figura 7-1. Templates de todos los canales del Sujeto 4 con electrodos secos.</i>	114
<i>Figura 7-2. Templates de todos los canales del Sujeto 4 con electrodos húmedos.</i>	115
<i>Figura 7-3. Templates de todos los canales del Sujeto 4 con g.USBamp.</i>	115

ÍNDICE DE TABLAS

CAPÍTULO 2. MARCO TEÓRICO

<i>Tabla 2-1. Resumen de las señales de control vistas</i>	21
<i>Tabla 2-2. Ventajas de los sistemas BCI exógenos y endógenos.</i>	21
<i>Tabla 2-3. Métodos de extracción de características usados en BCI</i>	25
<i>Tabla 2-4. Clasificadores de traducción de características en sistemas BCI</i>	26

CAPÍTULO 3. ESTADO DE LA TÉCNICA

<i>Tabla 3-1. Comparativas de estudios anteriores</i>	41
<i>Tabla 3-2. Resultados en línea del estudio</i>	43
<i>Tabla 3-3. Resultados del estudio</i>	44

CAPÍTULO 5. PROTOCOLO DE EVALUACIÓN

<i>Tabla 5-1. Datos de los participantes del estudio</i>	62
----------------------------------------------------------	----

CAPÍTULO 6. RESULTADOS

<i>Tabla 6-1. Tiempos de selección por comando para realizar análisis offline</i>	70
<i>Tabla 6-2. Resultados de precisión e ITR para el sujeto 1 con electrodos secos variando el número de ciclos</i>	71
<i>Tabla 6-3. Resultados de precisión e ITR para el sujeto 1 con electrodos húmedos variando el número de ciclos</i>	72
<i>Tabla 6-4. Resultados de precisión e ITR para el sujeto 1 con g.USBamp variando el número de ciclos</i>	73
<i>Tabla 6-5. Resultados de precisión e ITR para el sujeto 2 con electrodos secos variando el número de ciclos</i>	74
<i>Tabla 6-6. Resultados de precisión e ITR para el sujeto 2 con electrodos húmedos variando el número de ciclos</i>	75
<i>Tabla 6-7. Resultados de precisión e ITR para el sujeto 2 con g.USBamp variando el número de ciclos</i>	76
<i>Tabla 6-8. Resultados de precisión e ITR para el sujeto 3 con electrodos secos variando el número de ciclos</i>	77
<i>Tabla 6-9. Resultados de precisión e ITR para el sujeto 3 con electrodos húmedos variando el número de ciclos</i>	78
<i>Tabla 6-10. Resultados de precisión e ITR para el sujeto 3 con g.USBamp variando el número de ciclos</i>	79
<i>Tabla 6-11. Resultados de precisión e ITR para el sujeto 4 con electrodos secos variando el número de ciclos</i>	80
<i>Tabla 6-12. Resultados de precisión e ITR para el sujeto 4 con electrodos húmedos variando el número de ciclos</i>	81
<i>Tabla 6-13. Resultados de precisión e ITR para el sujeto 4 con G.USBamp variando el número de ciclos</i>	82
<i>Tabla 6-14. Resultados de precisión e ITR para el sujeto 5 con electrodos secos variando el número de ciclos</i>	83
<i>Tabla 6-15. Resultados de precisión e ITR para el sujeto 5 con electrodos húmedos variando el número de ciclos</i>	84
<i>Tabla 6-16. Resultados de precisión e ITR para el sujeto 5 con g.USBamp variando el número de ciclos</i>	85
<i>Tabla 6-17. Resultados de precisión e ITR para el sujeto 6 con electrodos secos variando el número de ciclos</i>	86
<i>Tabla 6-18. Resultados de precisión e ITR para el sujeto 6 con electrodos húmedos variando el número de ciclos</i>	87
<i>Tabla 6-19. Resultados de precisión e ITR para el sujeto 6 con g.USBamp variando el número de ciclos</i>	88
<i>Tabla 6-20. Resultados de precisión e ITR para el sujeto 7 con electrodos secos variando el número de ciclos</i>	89

<i>Tabla 6-21. Resultados de precisión e ITR para el sujeto 7 con electrodos húmedos variando el número de ciclos</i>	90
<i>Tabla 6-22. Resultados de precisión e ITR para el sujeto 7 con G.USBamp variando el número de ciclos</i>	91
<i>Tabla 6-23. Resultados de precisión e ITR para el sujeto 8 con electrodos secos variando el número de ciclos</i>	92
<i>Tabla 6-24. Resultados de precisión e ITR para el sujeto 8 con electrodos secos variando el número de ciclos</i>	93
<i>Tabla 6-25. Resultados de precisión e ITR para el sujeto 8 con g.USBamp variando el número de ciclos</i>	95
<i>Tabla 6-26. Precisión e ITR medias de todos los sujetos para la sesión 1 con electrodos secos</i>	96
<i>Tabla 6-27. Precisión e ITR medias de todos los sujetos para la sesión 2 con electrodos secos</i>	97
<i>Tabla 6-28. Precisión e ITR medias de todos los sujetos para la sesión 3 con electrodos secos</i>	98
<i>Tabla 6-29. Precisión e ITR medias de todos los sujetos para la sesión 4 con electrodos secos</i>	99
<i>Tabla 6-30. Precisión e ITR medias de todos los sujetos para la sesión 1 con electrodos húmedos</i>	100
<i>Tabla 6-31. Precisión e ITR medias de todos los sujetos para la sesión 2 con electrodos húmedos</i>	102
<i>Tabla 6-32. Precisión e ITR medias de todos los sujetos para la sesión 3 con electrodos húmedos</i>	103
<i>Tabla 6-33. Precisión e ITR medias de todos los sujetos para la sesión 4 con electrodos húmedos</i>	104
<i>Tabla 6-34. Resultados de precisión e ITR medias de todos los sujetos con g.USBamp variando el número de ciclos</i>	105
<i>Tabla 6-35. Resultados medios de cada sujeto y media final del cuestionario de satisfacción realizado después de cada sesión</i>	108
<i>Tabla 6-36. Resultados de cada sujeto y media del cuestionario de satisfacción final</i>	108

CAPÍTULO 7. DISCUSIÓN DE RESULTADOS

<i>Tabla 7-1. Comparación de sistemas BCI basados en electrodos secos y húmedos</i>	118
<i>Tabla 7-2. Comparación de sistemas BCI basados en un estudio longitudinal</i>	119

CAPÍTULO 1. INTRODUCCIÓN

En este capítulo se presenta una introducción a la ingeniería biomédica. Se explora su evolución desde su enfoque inicial en el desarrollo de instrumentación médica hacia varias áreas. Se ofrece una visión general acerca de los tipos de señales biomédicas, y se profundiza en el electroencefalograma (EEG). A continuación, se hace una breve introducción a los sistemas BCI. Finalmente, se concluye el capítulo con los objetivos del TFG, así como con la estructura del mismo.

1.1 Ingeniería biomédica

La ingeniería biomédica aplica los principios de la ingeniería y los conceptos de diseño a la medicina y a la biología con la intención de mejorar la atención sanitaria general de la sociedad, especialmente la vida de las personas con discapacidades motoras [1]. En la actualidad, el campo de acción de la ingeniería biomédica se encuentra en constante crecimiento. A partir de los años 50 y 60 pasó de dedicarse exclusivamente al desarrollo de instrumentación médica a abarcar un amplio conjunto de áreas profesionales. Algunas de estas áreas incluyen:

- Creación de materiales para su uso en el organismo (biomateriales).
- Análisis informático de datos vinculados a los pacientes y la toma de decisiones clínicas (informática médica e inteligencia artificial).
- Técnicas y aparatos utilizados para tratamientos y rehabilitación (ingeniería de rehabilitación), para diseñar soluciones tecnológicas que ayuden a las personas con discapacidad en áreas funcionales.
- Instrumentación biomédica para desarrollar dispositivos utilizados en el diagnóstico y tratamiento de enfermedades, así como para la monitorización de señales fisiológicas.
- Dispositivos que reemplazan o aumentan las funciones corporales (órganos artificiales, prótesis o implantes).
- Imagen médica.
- Ingeniería celular, la cual se enfoca en la creación de nuevos productos biológicos mediante la manipulación y control de células.
- Utilización de técnicas de procesamiento de señales de datos bioeléctricos para realizar interpretaciones diagnósticas [2].

Por tanto, la ingeniería biomédica es una rama interdisciplinar de la ingeniería que abarca desde las empresas teóricas y no experimentales hasta las aplicaciones más avanzadas. Puede incluir la investigación, el desarrollo, la aplicación y el funcionamiento [2], y emplea conocimientos de diversas ramas de la ingeniería, como la química, eléctrica y mecánica, para abordar problemas relacionados con la biología y la salud. Tal es su alcance, que muchos de sus líderes se han incorporado a este campo, aun teniendo formación en otras ramas de la ingeniería [1].

1.2 Tipos de señales biomédicas

Las señales biomédicas son aquellas señales que se originan de alguna manera en el cuerpo y son usadas para diagnóstico o investigación. Dependiendo de su origen pueden clasificarse según:

- Señales bioacústicas: los sonidos producidos naturalmente por el cuerpo, como pueden ser los latidos del corazón, el flujo sanguíneo o incluso movimientos musculares pueden ser capturados desde la superficie del cuerpo, y pueden ayudar al diagnóstico médico de alguna situación [3].
- Señales bioquímicas: contienen información de la concentración de agentes químicos en el organismo. Estas señales se originan principalmente a partir de mediciones químicas realizadas en tejidos vivos o en muestras analizadas en laboratorio. Un ejemplo puede ser la medición de glucosa en la sangre para el diagnóstico de diabetes, realizando un análisis de sangre [3].
- Señales de bioimpedancia: estas señales proporcionan información importante sobre la composición, volumen y distribución sanguínea de los tejidos. Los equipos encargados de medir estas señales introducen en el cuerpo una señal eléctrica pequeña a través de electrodos metálicos, y esta señal pasa a través del tejido muscular, encontrando resistencia cuando choca con el tejido graso. Esta resistencia, conocida como impedancia, se mide y permite estimar la composición corporal [3].
- Señales biomecánicas: son aquellas originadas por procesos mecánicos del cuerpo, como el movimiento, la locomoción o la presión. Debido a su naturaleza, estas señales no se propagan fácilmente por todo el cuerpo, por lo que su medición se realiza en el lugar que se origina [3].
- Señales bioeléctricas: estas señales predominan en el campo del análisis de señales biomédicas dadas sus muchas aplicaciones, y son de las que trataremos en este TFG. Consisten en corrientes eléctricas generadas por procesos biológicos dentro del cuerpo humano. Se generan gracias al potencial de transmembrana, el cual ante ciertas condiciones puede variar para generar una diferencia de potencial [3]. Varios ejemplos de ellas son:
 - Electrocardiograma (ECG): se trata de una representación visual de la actividad eléctrica del corazón en función del tiempo. Proporciona información detallada sobre el ritmo cardíaco, la conducción eléctrica a través del corazón y la presencia de cualquier anomalía cardíaca [3].
 - Electromiograma (EMG): consiste en una prueba médica que sirve para medir la actividad eléctrica de los músculos y nervios. Éstos envían señales eléctricas para que los músculos reaccionen, provocando su contracción, y cuando responden, emiten señales que pueden medirse [3].

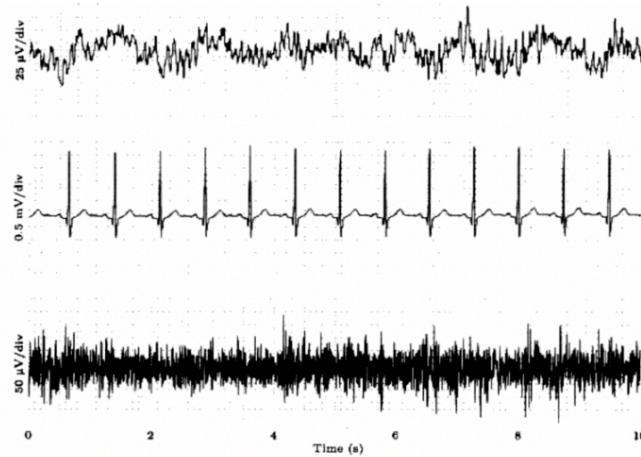


Figura 1-1. De arriba abajo, ejemplos de un electroencefalograma, electrocardiograma y electromiograma [4].

- Electroencefalograma (EEG): se trata de una técnica de registro que recoge la actividad eléctrica cerebral. Consiste en la colocación de electrodos sobre el cuero cabelludo del paciente. Posteriormente, estas señales son amplificadas, filtradas y registradas para su posterior análisis o incluso para su análisis en tiempo real [3].

1.3 Electroencefalograma

El EEG es una técnica muy útil a la hora de diagnosticar patologías clínicas al registrar la actividad eléctrica cerebral mediante la colocación de electrodos sobre el cuero cabelludo.

A finales del siglo XIX, científicos como Richard Caton y Adolf Beck descubrieron que el cerebro humano era capaz de generar corrientes eléctricas [5], y no fue hasta 1924 cuando Hans Berger, un neurólogo y psiquiatra alemán, realizó el primer registro exitoso de la actividad eléctrica del cerebro humano utilizando un encefalógrafo creado por él mismo, siendo el primero en describir las ondas cerebrales, y marcando su trabajo el comienzo de la encefalografía moderna. A partir de ese momento se han ido realizando avances significativos en la técnica del EEG hasta nuestros días. La figura 1-2 representa el primer EEG humano registrado por Berger en 1924. La línea inferior representa una onda sinusoidal de 10 Hz utilizada como marcador temporal, y la línea superior representa el EEG registrado en la posición central-parietal [5],

Los potenciales cerebrales tienen su origen en el funcionamiento intrínseco del sistema nervioso. Todos ellos representan la actividad eléctrica producida por billones de neuronas simultáneamente. Esta actividad cerebral se crea cuando las cargas eléctricas se mueven dentro del sistema nervioso central, y para permitir su amplificación y visualización, se requiere una duración y magnitud suficientes de estas corrientes de actividad cerebral [6].

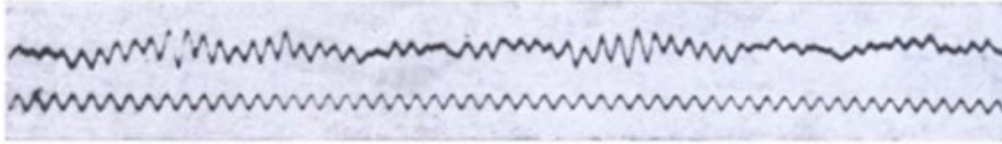


Figura 1-2. Primer electroencefalograma humano registrado por Berger en 1924.

La señal cerebral puede analizarse en el dominio de la frecuencia mediante técnicas como la Transformada de Fourier. Este análisis permite identificar bandas de frecuencia específicas que tradicionalmente se han asociado con distintos estados cerebrales. Las ondas cerebrales pueden clasificarse en cinco tipos principales, cuya actividad relativa varía según la tarea realizada, predominando diferentes bandas en distintas regiones del cerebro. Al visualizar estas señales, pueden observarse patrones que sugieren ciertos estados mentales o posibles patologías. Sin embargo, la mera observación de estas señales no es suficiente para realizar un diagnóstico preciso, ya que se requiere un análisis más exhaustivo. Las principales ondas que se pueden identificar en el EEG son las siguientes:

- **Ondas Delta (δ):** formadas por una actividad inferior a 4 Hz. Se tratan de las ondas más lentas y normalmente se encuentran asociadas a etapas de sueño profundo, sin estar presentes en las primeras etapas de sueño. Se presentan en casos de daño cerebral y coma [6].
- **Ondas Theta (θ):** formadas por frecuencias de 4 a 7 Hz. Esta actividad normalmente aumenta con la hiperventilación, la somnolencia y en las primeras etapas de sueño. Pacientes con problemas de atención suelen tener un exceso de ondas theta [6].
- **Ondas Alpha (α):** se sitúan en el ancho de banda de 8 a 13 Hz y se originan principalmente en el lóbulo occipital. Se produce cuando nos encontramos en un estado de relajación con ojos cerrados [6].
- **Ondas Beta (β):** son frecuencias que se encuentran entre 13 y 30 Hz. Esta actividad aumenta normalmente durante la somnolencia, el sueño ligero y la activación mental [6].
- **Ondas Gamma (γ):** se presentan en el rango de 30 a 100 Hz. Son las ondas más rápidas. Se producen en estados de alta actividad cerebral como una concentración intensa [8].

Como ya se ha comentado antes, el EEG nos sirve de gran ayuda a la hora de diagnosticar patologías clínicas, como pueden ser algunas de las siguientes:

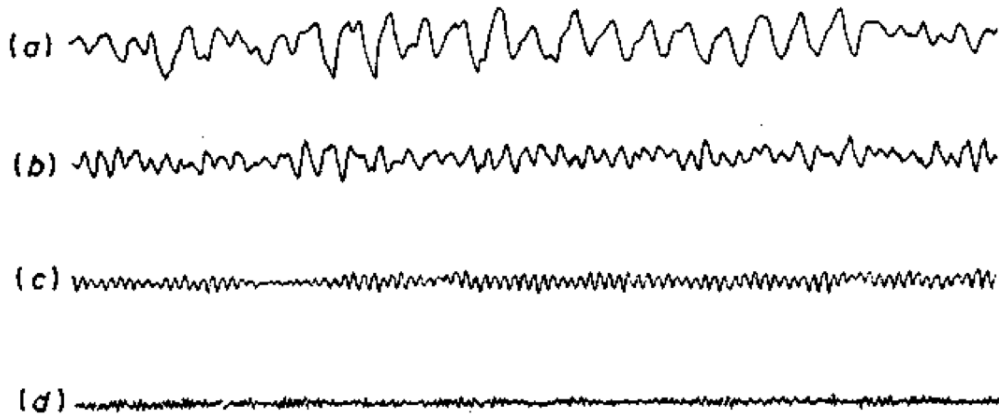


Figura 1-3. Ejemplos: a) ondas Delta; b) ondas Theta; c) ondas Alpha; y d) ondas Beta [3].

- Epilepsia: esta patología puede manifestarse a través de cambios de varias frecuencias de las ondas cerebrales, y las características específicas de las ondas varían según el tipo de epilepsia y la región cerebral afectada [7].
- Coma y muerte cerebral: aspectos como una lentificación del espectro o una menor reactividad a estímulos conducen a un peor pronóstico, relacionándose con un grado de reducción a nivel de conciencia, las cuales van intensificándose a medida que nos introducimos en un coma más profundo. Como se mencionó antes, la presencia intermitente de actividad delta en el lóbulo frontal en adultos o en la parte posterior en niños puede indicar las primeras etapas del coma [7].
- Otro diagnóstico a considerar es la actividad alpha difusa predominante en la región anterior que no se modifica con la apertura de ojos. Los pacientes que muestran este patrón suelen fallecer o permanecer en estado vegetativo [7].
- Trastornos del sueño: dentro de esta categoría se pueden incluir varias patologías como pueden ser insomnio, trastornos respiratorios, hipersomnias, parasomnias o aquellos asociados a enfermedades psiquiátricas.

Aparte de estas patologías, también gracias al EEG se puede obtener información acerca de las migrañas, accidentes isquémicos cerebrales, encefalopatías metabólicas, traumatismos craneoencefálicos, infecciones del sistema nervioso central, etc. También, cabe destacar que, aunque el EEG principalmente se utiliza para aplicaciones clínicas, gracias a los avances de investigadores y varios descubrimientos sus aplicaciones se ven en aumento acompañados de dispositivos como ordenadores para ser aplicado en la vida real [7].

La actividad cerebral resultante de procesos de control fisiológico, procesos de pensamiento y estímulos externos generan señales en las áreas correspondientes del cerebro, que pueden registrarse mediante electrodos colocados en el cuero cabelludo del paciente, los cuales conducen los potenciales eléctricos a una caja de electrodos (conocida como jackbox). Estos electrodos pueden ser secos o húmedos, y la elección entre estos tipos depende de diversos factores como la aplicación específica, la comodidad del usuario o los requisitos de calidad de la señal. En la práctica clínica, se registra la actividad eléctrica cerebral usando múltiples canales del EEG simultáneamente desde diferentes ubicaciones en el cuero cabelludo, lo que permite comparar las actividades en distintas regiones cerebrales. Una vez que se tienen las señales, tienen que ser sometidas a un proceso de

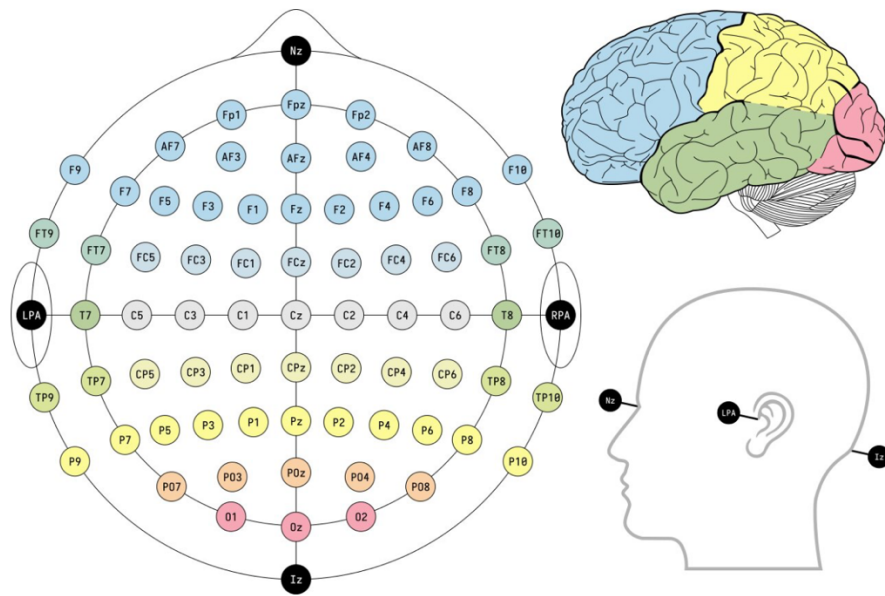


Figura 1-4. Sistema de referencia 10-10 indicando los lóbulos cerebrales a los que pertenecen cada electrodo: frontal (azul), temporal (verde), parietal (amarillo) y occipital (rojo) [9].

análisis para poder extraer sus características, el cual se explicará más adelante, y que consiste en una amplificación y una digitalización de dicha señal.

La disposición de los electrodos sigue un patrón de referencia establecido por la Federación Internacional de Sociedades de Electroencefalografía y Neurofisiología Clínica, utilizando el Sistema Internacional 10-20 y su extensión, el Sistema 10-10, para el registro clínico del EEG. Ambos sistemas se basan en puntos de referencia anatómicos en el cráneo y dividen la distancia entre el nasión y el inión en intervalos del 10% al 20% en el caso del 10-20, y del 10% en el caso del 10-10.

El sistema 10-20 utiliza intervalos más amplios, donde los electrodos situados a lo largo de la línea media (Fpz, Fz, Cz, Pz y Oz) se colocan a 10%, 20%, 20%, 20% y 10%, respectivamente, de la distancia total entre la nasión hasta el inión. De manera similar, los puntos de referencia horizontales, como T3, C3, Cz, C4 y T4, siguen las mismas distancias.

El sistema 10-10, una extensión del 10-20, divide aún más estas distancias, situando electrodos adicionales, como los que se observan en la figura 1-4 (AF, FC y PO), lo que permite un mapeo más detallado de la actividad cerebral.

En ambos sistemas, las distancias entre electrodos son iguales y la colocación es siempre simétrica [3]. En la figura 1-4, en la parte izquierda podemos ver el sistema de referencia 10-10, mientras que en la parte superior derecha se muestran los lóbulos cerebrales correspondientes a cada electrodo. En la parte inferior, se ilustran las posiciones de la nasión (Nz) y el inión (Iz).

En este sistema de referencia se emplean abreviaturas como Fp (Frontopolar), F (frontal), T (temporal), O (occipital), C (central), y P (parietal). A continuación, los números que siguen a estas letras indican la ubicación el hemisferio izquierdo en el caso de los números

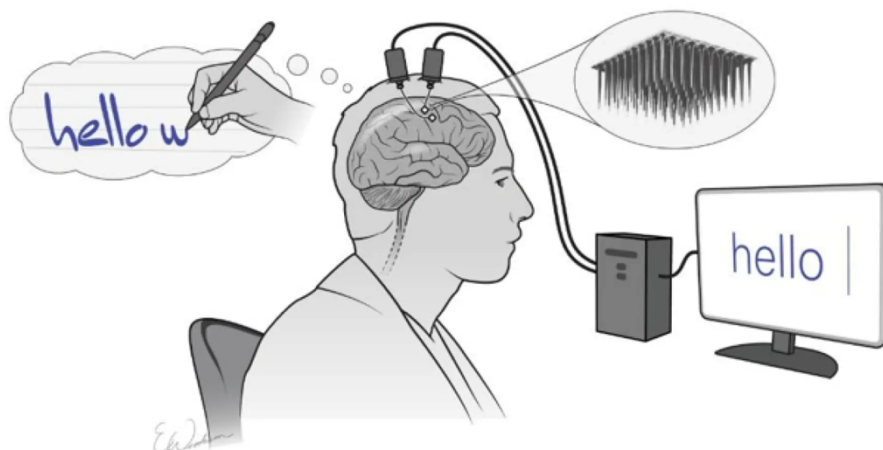


Figura 1-5. Ejemplo de un sistema BCI basado en el registro de spikes neuronales. En este caso, se trata de un sistema BCI invasivo en el que se registran los potenciales de acción (spikes) directamente desde el cerebro mediante la inserción de electrodos. Estos electrodos detectan la actividad eléctrica de las neuronas cuando el usuario imagina escribir una palabra, como se observa en la imagen.

impares, o el hemisferio derecho en el caso de los números pares. La designación “z” se usa para indicar la colocación en la línea media. Por ejemplo, Cz representa la línea media central [6].

1.4 Sistemas Brain-Computer Interface (BCI)

Los sistemas interfaz cerebro-ordenador (BCI) utilizan la actividad EEG registrada del cuero cabelludo para determinar las intenciones del usuario, permitiendo así controlar un ordenador o un dispositivo externo. Se tratan de sistemas que no dependen de los nervios ni de los músculos, permitiendo una forma alternativa de comunicación y mejorando en gran medida la calidad de vida de las personas [11].

A la hora de realizar el registro de las señales cerebrales, éstas se pueden obtener mediante técnicas invasivas y no invasivas. Las primeras implican un contacto físico directo con el cerebro o con el sistema nervioso (e.g: electrocorticografía). Este tipo de técnica ofrece una mayor calidad de señal, pero puede poner en riesgo la vida de las personas, además de requerir cirugía. Por otro lado, las técnicas no invasivas no requieren contacto directo con el cerebro. Se basan en la detección de la actividad cerebral desde la superficie del cuero cabelludo, como es el caso del EEG, o mediante otras tecnologías como la resonancia magnética funcional, la magnetoencefalografía o la espectroscopía funcional de infrarrojo cercano. Aunque las técnicas no invasivas ofrecen una resolución y calidad de señal inferiores, son mucho más seguras ya que no requieren intervenciones quirúrgicas ni suponen riesgos para la vida de los usuarios [13].

Respecto a los tipos de sistemas BCI, éstos pueden ser exógenos o endógenos. Esta clasificación se hace según la naturaleza de la señal de control. Los sistemas endógenos dependen de la capacidad del usuario para controlar su actividad electrofisiológica y requieren de un intensivo periodo de entrenamiento, como pueden ser los potenciales corticales lentos (SCP) o los ritmos sensoriomotores. En cambio, los sistemas exógenos son aquellos que dependen de estímulos externos para generar respuestas eléctricas

cerebrales y, en lugar de un largo periodo de entrenamiento, solo necesitan un breve periodo de calibración, como pueden ser los potenciales evocados P300 o los potenciales evocados visuales (VEPs), entre los que se encuentran los potenciales evocados visuales modulados por código (c-VEP). En la sección 2.1.3 se detallarán los tipos de sistemas BCI.

1.5 Objetivos del Trabajo de Fin de Grado

El objetivo general de este Trabajo de Fin de Grado (TFG) es evaluar el rendimiento de un sistema BCI basado en c-VEP de dos maneras: (1) analizando el rendimiento del sistema tras 1 día, 1 semana, 2 semanas y 1 mes después de su calibración, y (2) en función de las características del equipo de registro, comparando electrodos pasivos secos, electrodos pasivos húmedos y electrodos activos húmedos. Para ello, se utilizará un deletreador (speller) c-VEP, que es un dispositivo que traduce las intenciones del usuario en comandos, permitiendo la selección de letras o palabras mediante la actividad cerebral.

Para alcanzar estos objetivos generales, se deben alcanzar una serie de objetivos específicos:

1. Revisar el estado del arte de sistemas BCI basados en c-VEP.
2. Evaluar el rendimiento del sistema en función del equipo empleado, así como en función del tiempo transcurrido desde su calibración inicial.
3. Analizar y discutir los resultados obtenidos.

Para alcanzar todos estos objetivos, se han desarrollado las siguientes tareas:

- Estudiar las técnicas que existen para el registro de actividad cerebral, sistemas BCI y señales de control.
- Comprender las señales de EEG y su variabilidad, así como sus métodos de procesado.
- Entender el funcionamiento de la plataforma MEDUSA© y NIC2 (Aplicación de Neuroelectrics).
- Comparar el sistema BCI basado en c-VEP con otros métodos BCI, analizando sus ventajas y limitaciones.
- Comparar los resultados obtenidos con los de otros estudios previos.
- Plantear posibles líneas futuras de investigación.
- Obtener conclusiones.

1.6 Estructura del TFG

Este Trabajo de Fin de Grado está compuesto por 8 capítulos, los cuales son: introducción, marco teórico, estado de la técnica, diseño y desarrollo del sistema BCI, protocolo de evaluación, resultados, discusión de resultados y conclusiones y líneas futuras.

En el primer capítulo, el de introducción, se comienza explicando qué es la ingeniería biomédica, el tipo de señales biomédicas que existen y cómo se clasifican atendiendo a

sus características. A continuación, se centra en la señal EEG y sus características, y se hará una breve introducción a los sistemas BCI. Para finalizar este capítulo, se explican los objetivos y la estructura de este Trabajo de Fin de Grado.

En el segundo capítulo, llamado marco teórico, se explicará en qué consiste un sistema BCI, los métodos que existen para la obtención de señales (invasivos y no invasivos), así como las señales de control (exógenas y endógenas). Después, se explicará el proceso necesario para la obtención de dichas señales, explicando cada una de sus fases. Por último, se comentarán algunas aplicaciones de los sistemas BCI y la importancia de éstos. Para acabar, se entra en profundidad en los sistemas BCI basados en los potenciales visuales modulados por código (c-VEPs), explicando qué son, en qué consisten, cómo se obtienen y sus características.

En el tercer capítulo, estado de la técnica, se comentan los diferentes estudios que se han realizado en base a los c-VEP, tanto estudios basados en la comparación de electrodos secos y húmedos como en los basados en un estudio longitudinal. Se comentarán las limitaciones que se han encontrado en ellos, y de ahí las motivaciones para realizar el estudio realizado en este Trabajo de Fin de Grado.

En el cuarto capítulo, diseño y desarrollo del sistema BCI, se exponen los materiales utilizados en este trabajo, así como la plataforma y aplicaciones utilizadas.

En el quinto capítulo, el de protocolo de evaluación, se describe el proceso llevado a cabo para realizar este estudio, donde se explicarán las tareas que los sujetos han tenido que realizar.

En el sexto capítulo, el de resultados, se muestran y se analizan los resultados obtenidos tras ejecutar los pasos del capítulo anterior. En él se mostrarán tablas y gráficas que plasmarán los resultados.

En el séptimo capítulo, la discusión de resultados, se compararán, analizarán y se comentarán los resultados obtenidos del estudio. Se justificará el porqué de esos resultados, y se expondrán las limitaciones y fortalezas del estudio.

Para terminar, el último capítulo será el de conclusiones y líneas futuras, donde se resumirán los hallazgos más importantes del estudio y se propondrán posibles direcciones para continuar la investigación en este campo.

CAPÍTULO 2. MARCO TEÓRICO

En este capítulo se explorará el desarrollo y evolución de los sistemas BCI, desde los primeros descubrimientos sobre la actividad eléctrica cerebral hasta las aplicaciones actuales. Se abordarán las diferentes técnicas de obtención de señales cerebrales, tanto invasivas como no invasivas, y se explicarán las señales de control, incluyendo los c-VEP. Además, se discutirán las diversas aplicaciones de los BCI en la mejora de la calidad de vida y la rehabilitación.

2.1 Sistemas BCI

2.1.1 Introducción

A raíz del descubrimiento de Hans Berger en 1929, en el que se demostró que el cerebro humano es capaz de generar corrientes eléctricas que pueden ser captadas, Herbert Jasper le envió a Berger en 1938 el dibujo mostrado en la figura 2-1. Con este, Jasper quería mostrar que las señales registradas del cerebro mediante el EEG pueden ser utilizadas para la comunicación [10].

Este descubrimiento despertó el interés popular y científico, pero no ha sido hasta los últimos 25 años cuando se ha empezado a realizar una investigación sostenida, dando lugar a campos reconocibles de investigación y desarrollo de las BCI. Este término fue utilizado por primera vez en 1970 cuando Jaques Vidal utilizó un sistema basado en potenciales evocados visuales (VEP) para registrar las señales cerebrales en el cuero cabelludo para seguir la dirección de la mirada y conseguir determinar la posición en la que un usuario quería desplazar un cursor. En ese momento, Vidal dio una posible definición para el término BCI, definiéndolo como cualquier sistema informático que refleja información detallada sobre la función cerebral [10]. Actualmente, este nuevo campo de investigación está formado por cientos de grupos de investigación distribuidos por todo el mundo, y sigue en constante crecimiento.

A su vez, Wolpaw define el término BCI de la siguiente manera: *“Una interfaz BCI es un sistema que mide la actividad del sistema nervioso central (SNC) y la convierte en una salida artificial que sustituye, restaura, aumenta, complementa o mejora la salida natural del SNC y, por lo tanto, cambia las interacciones en curso entre el SNC y su entorno externo o interno”* [10].

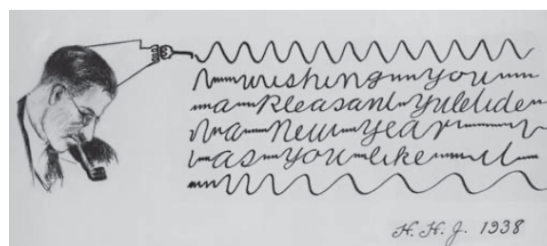


Figura 2-1. Dibujo enviado por Jasper a Berger donde se muestra que las señales cerebrales pueden ser usadas para la comunicación. Un sistema BCI tiene la función de registrar estas señales, procesarlas para detectar las intenciones del usuario y convertir dichas intenciones en comandos que controlan aplicaciones o dispositivos externos. De esta manera, se proporciona al SNC una nueva vía de salida que no es ni neuromuscular ni hormonal [10].

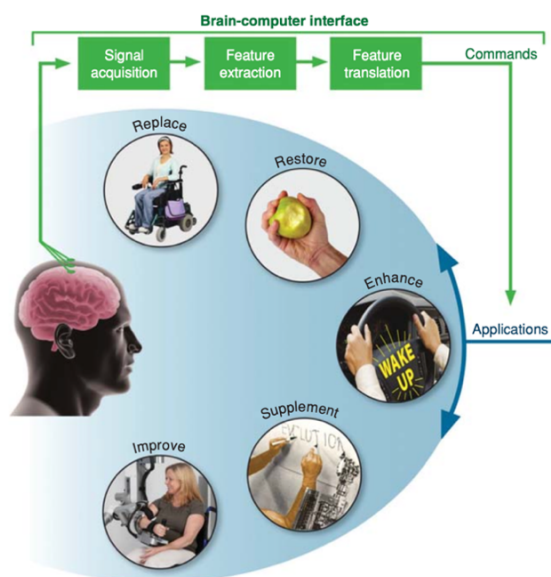


Figura 2-2. De arriba a abajo, cinco aplicaciones de los sistemas BCI: sustitución, restauración, aumento, complementación y mejora.

Para entender mejor esta definición, es necesario comprender el funcionamiento del Sistema Nervioso Central (SNC). El SNC está compuesto por el cerebro y la médula espinal, y se puede considerar como el centro de procesamiento y control del cuerpo humano. Se encarga de interpretar la información proveniente de los sentidos, coordinar nuestros movimientos, y regular procesos cognitivos y emocionales. Su actividad se caracteriza por la generación de señales eléctricas, las cuales constituyen la base de la comunicación neuronal y reflejan la actividad funcional del cerebro en distintos estados y tareas. Su función principal es responder a los estímulos tanto externos como internos del cuerpo, generando respuestas que satisfacen las necesidades del organismo, ya sean neuromusculares u hormonales.

En la figura 2-2 podemos observar cinco aplicaciones que una salida BCI puede controlar. De arriba abajo, estas aplicaciones pueden: (1) reemplazar funciones naturales perdidas debido a lesiones o enfermedades, como es el caso de una persona que ha perdido el control de sus extremidades y utiliza una silla de ruedas eléctrica mediante un sistema BCI; (2) restaurar una función neuronal perdida, por ejemplo, una persona con parálisis en brazos y manos puede emplear un sistema BCI con electrodos implantados para generar neuroplasticidad y favorecer la rehabilitación del movimiento de los músculos afectados; (3) mejorar la producción natural del SNC, como en el caso de una persona realizando una tarea que requiere atención constante, como conducir, donde el BCI identifica la actividad cerebral previa a las distracciones y emite una señal, como un sonido, para alertar al usuario y recuperar su concentración; (4) complementar la salida natural del SNC, permitiendo, por ejemplo, el control de un brazo o mano robótica; y (5) mejorar la función natural del SNC, como en el caso de una persona cuyos movimientos de los brazos han sido afectados por un accidente cerebrovascular que daña la corteza sensoriomotora, utilizando un BCI para detectar señales de áreas cerebrales dañadas y luego estimular los músculos o controlar un dispositivo ortopédico para mejorar la movilidad del brazo [10].

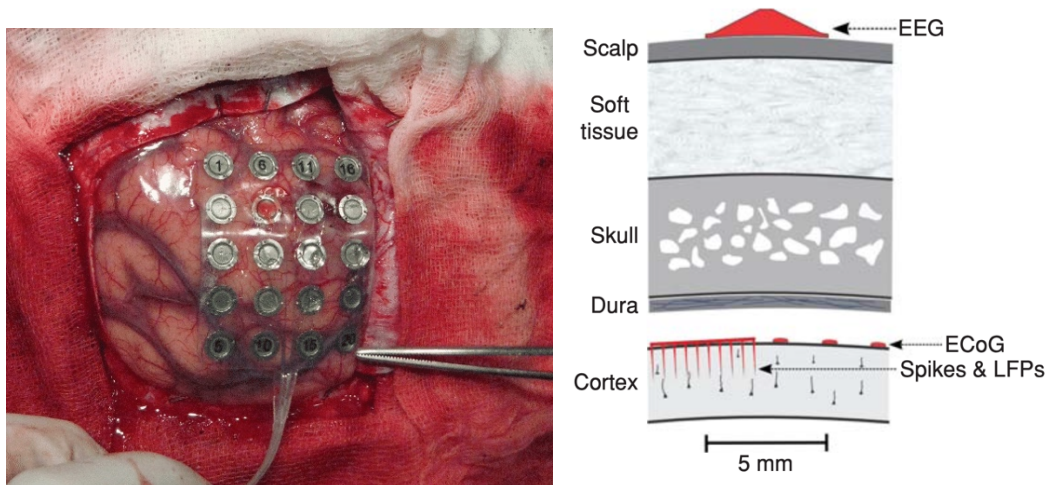


Figura 2-3. A la izquierda, craneotomía para la inserción de electrodos para electrocorticografía, a la derecha, localización de los electrodos según el tipo de técnica de registro de actividad cerebral [15].

2.1.2 Métodos para registrar la señal cerebral

Como hemos visto, a la hora de la detección de ondas cerebrales se pueden distinguir dos tipos de métodos de registro de la actividad cerebral, invasivos y no invasivos.

2.1.2.1 Métodos invasivos

Estas técnicas registran la actividad cerebral mediante sensores situados sobre o dentro del córtex, capaces de capturar las señales cerebrales. Estos métodos se realizan a través de cirugía. Aunque ofrecen una relación señal a ruido superior a la obtenida en los métodos no invasivos, su implementación conlleva riesgos para la salud, por lo que es importante destacar que la inserción de estos sensores es un proceso delicado y pueden surgir problemas de rechazo por parte del organismo del sujeto [14]. A continuación, se describen los dos principales métodos:

- **Electrocorticografía (electrocorticography, ECoG):** se trata de una técnica invasiva que monitorea la actividad cerebral mediante electrodos situados directamente sobre la superficie del cerebro. Este método proporciona una gran precisión tanto en el tiempo como en el espacio (la resolución espacial está en la escala de milímetros), además de generar señales con mayor amplitud (e.g: máximo de 50-100 μV) y menos susceptibles a interferencias como parpadeos y movimientos oculares. El inconveniente es que este método requiere una craneotomía para colocar una rejilla de electrodos [14].
- **Registro de neuronas intracorticales (intracortical neuron recording):** se trata de una técnica invasiva que mide la actividad eléctrica dentro de la materia gris del cerebro, y, al igual que el ECoG, es necesario una intervención quirúrgica. Proporciona una resolución espacial y temporal muy alta, lo que hace que las señales obtenidas directamente de la corteza cerebral sean extremadamente útiles. No obstante, la calidad de la señal puede deteriorarse debido a la respuesta del tejido cerebral al microelectrodo de registro implantado, así como a posibles

cambios en la sensibilidad de este a lo largo del tiempo, lo que puede provocar daños progresivos con el paso de los días y años [14].

2.1.2.2 Métodos no invasivos

Estos métodos, en contraste con los enfoques invasivos, se caracterizan por no requerir un contacto físico directo con el cerebro o el sistema nervioso. En su lugar, están basados en la detección y análisis de las variaciones en las señales emitidas por el cerebro [13]. Destacan las cuatro siguientes técnicas:

- **Resonancia magnética funcional (functional magnetic resonance imaging, fMRI):** se trata de una técnica no invasiva de neuroimagen que mide la actividad cerebral detectando cambios en el flujo sanguíneo cerebral. Cuando una región del cerebro se activa durante una tarea o respuesta a un estímulo, hay un aumento del flujo sanguíneo en esa área concreta [13]. Utiliza campos magnéticos para detectar esos cambios en el flujo sanguíneo y mapear las áreas del cerebro involucradas en funciones cognitivas, emocionales y sensoriales [14]. Su principal ventaja es que tiene una alta resolución espacial, sin embargo, tiene baja resolución temporal y es muy propenso a verse afectado por los movimientos de la cabeza, por lo que resulta un método inadecuado para la comunicación en sistemas BCI [14].
- **Espectroscopía funcional de infrarrojo cercano (functional near infrared spectroscopy, fNIRS):** se trata de una técnica no invasiva empleada para cuantificar la actividad cerebral mediante la evaluación de alteraciones en la concentración de oxígeno en la sangre causados por cambios en la actividad neuronal [13]. Se emplea luz en el rango del infrarrojo para penetrar los tejidos del cuero cabelludo y llegar al cerebro. La luz es absorbida de manera diferencial por la hemoglobina oxigenada y desoxigenada, lo que permite determinar los niveles de oxígeno en la sangre. Posteriormente, la luz emergente se cuantifica para evaluar la cantidad de luz infrarroja absorbida en distintas longitudes de onda [13]. Aunque es un método menos complejo que la fMRI, ofrece una menor resolución espacial y está más expuesto a ruido. Su uso es frecuente en sistemas BCI.
- **Electroencefalografía (electroencephalography, EEG):** se trata de una técnica no invasiva que detecta la actividad eléctrica cerebral mediante electrodos colocados sobre el cuero cabelludo, lo que la convierte en el procedimiento más ampliamente utilizado. Sin embargo, las señales que proporciona suelen ser de baja calidad debido al recorrido que deben realizar a través del cuero cabelludo, el cráneo y capas adicionales, lo que resulta en señales débiles y complicadas de obtener. Además, este método se ve significativamente afectado por ruido electromagnético externo y por señales fisiológicas no neuronales, como la actividad de los músculos de la mandíbula, los ojos y otras áreas [14]. Es la técnica más utilizada para el registro de actividad cerebral, ya que consiste en un proceso sencillo, portátil y de bajo coste. Mas adelante se hablará sobre las señales de control que encontramos en el registro de EEG, así como los procesos implicados en la obtención de dicha señal.

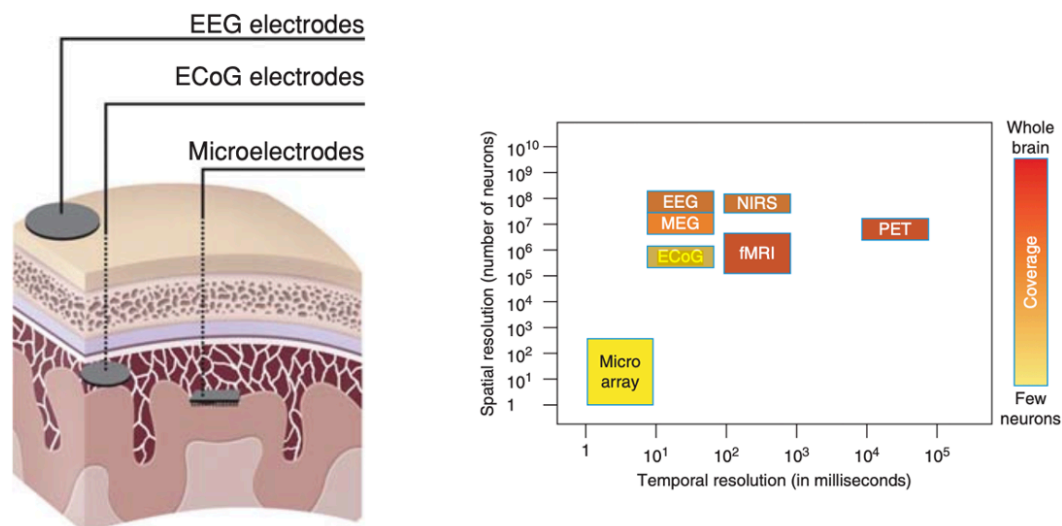


Figura 2-4. A la izquierda diferentes modalidades de registro BCI y ubicación de los electrodos para el registro. A la derecha resoluciones de las diferentes técnicas de imagen cerebral.

- Magnetoencefalografía (magnetoencephalography, MEG):** se trata de una técnica de neuroimagen no invasiva utilizada para medir la actividad cerebral. A diferencia del EEG, la MEG detecta los campos magnéticos generados por la actividad eléctrica de las neuronas en el cerebro. En MEG, se capta principalmente la actividad de los surcos del cerebro, mientras que en el EEG se registra mayormente la actividad de los giros. Este método proporciona una mayor resolución espacial debido al mayor número de canales disponibles, pero la resolución temporal es similar a la del EEG. Sin embargo, su uso no es adecuado en sistemas BCI debido a la tecnología que requiere superconductores y habitaciones aisladas magnéticamente, además de que su mantenimiento es costoso [14].

2.1.3 Señales de control

El propósito de un sistema BCI es realizar una detección precisa y en tiempo real de las señales neurofisiológicas que reflejan las intenciones de un usuario. Las señales cerebrales involucran una gran cantidad de fenómenos simultáneos vinculados a procesos cognitivos, muchos de los cuales aún no se comprenden completamente y cuyo origen sigue siendo desconocido. No obstante, ciertos fenómenos fisiológicos asociados con señales cerebrales han sido decodificados de tal manera que las personas pueden aprender a regularlos. Esto hace posible que los sistemas BCI interpreten las intenciones del usuario, identificándose estas señales como señales de control en las BCI [14].

Las señales de control pueden dividirse según su naturaleza, pudiendo ser endógenas o exógenas. Las exógenas se corresponden con respuestas naturales del cerebro ante distintos estímulos externos (visuales, auditivos, etc) [16]. En cambio, las señales endógenas se fundamentan en la capacidad del usuario para auto-regular los ritmos y potencias cerebrales sin depender de estímulos externos. A través del proceso de entrenamiento en neurofeedback (NF), los usuarios adquieren la habilidad de generar patrones cerebrales específicos que pueden ser interpretados por el sistema BCI [16]. A

continuación, vemos las principales señales pertenecientes a los sistemas endógenos y exógenos.

2.1.3.1 Señales de control exógenas

- **VEPs**

Un potencial relacionado con eventos (ERP) es un cambio en el voltaje registrado en el cerebro en respuesta a un evento externo. Un potencial evocado visual (VEP) se refiere a los cambios en la actividad eléctrica cerebral que ocurren en la corteza visual cuando el evento externo es un estímulo visual. Los VEPs son fácilmente detectables porque la amplitud de la respuesta aumenta significativamente cuando el estímulo se presenta en el centro del campo visual [14]. Sin embargo, los ERPs de un solo ensayo pueden verse afectados por la actividad de fondo del EEG, que no está relacionada con el evento de interés. Por lo tanto, se utiliza el promediado a lo largo de múltiples ensayos para resaltar las respuestas cerebrales específicas a eventos (ERPs) en los datos de EEG, reduciendo la influencia de la actividad de fondo. Esto permite una mejor identificación y análisis de los patrones de respuesta cerebral relacionados con eventos específicos [16].

Los VEPs se pueden clasificar en función de la frecuencia de la estimulación visual, que puede ser transitoria o estacionaria. En el caso de los VEPs transitorios (tVEPs), estos ocurren cuando la frecuencia de la estimulación visual es inferior a 6 Hz, es decir, cuando el estímulo visual se presenta de manera lenta o única. Los tVEPs pueden ser provocados por cualquier cambio en el campo visual, y las respuestas evocadas dependen del tipo de estímulo presentado. Tres de los tipos más comunes son: (1) *flashing VEPs*: inducidos por luces que parpadean o destellan; (2) *motion VEPs*: causados por el inicio o desplazamiento de un patrón visual sobre un fondo difuso; y (3) *pattern reversal VEPs*: provocados por la inversión de fase de un patrón visual. Los tVEPs no se utilizan frecuentemente en interfaces cerebro-computador (BCI), ya que requieren múltiples repeticiones del mismo estímulo para obtener respuestas claras y significativas [14].

Por otro lado, los VEPs estacionarios (SSVEPs) se generan cuando la estimulación visual tiene una frecuencia superior a 6 Hz, lo que produce una oscilación constante en el EEG a la misma frecuencia que el estímulo visual, registrándose en el córtex visual primario, ubicado en el lóbulo occipital [16]. Si el estímulo es un destello luminoso, el SSVEP exhibe una forma de onda sinusoidal cuya frecuencia coincide con la frecuencia de parpadeo del estímulo. En caso de que el estímulo sea un patrón visual, la SSVEP ocurre en la frecuencia de inversión de dicho patrón y en sus armónicos. Sin embargo, estas señales no son menos susceptibles a los artefactos causados por el parpadeo o los movimientos oculares, ni al ruido electromiográfico, lo cual puede complicar su análisis [14].

Los BCI basadas en SSVEP permiten a los usuarios seleccionar objetivos mediante la atención visual. En una configuración típica, se crea una disposición de comandos o caracteres que parpadean a diferentes frecuencias. Cuando el usuario fija su atención en un comando específico, aparece un SSVEP a la misma frecuencia en el espectro del EEG, lo que puede ser detectado por el sistema.

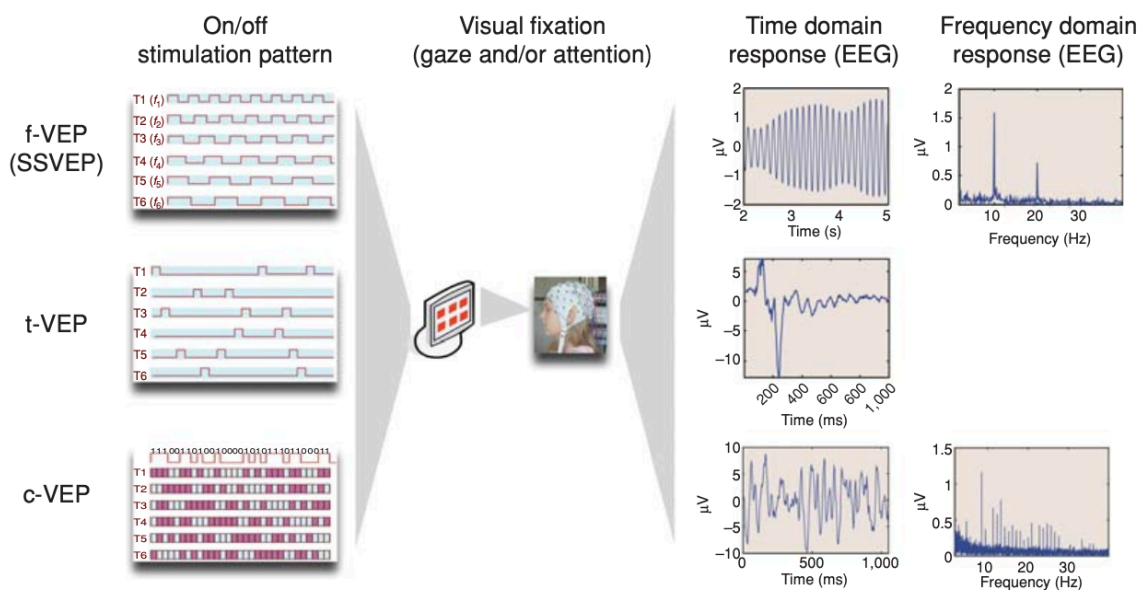


Figura 2-5. Tipos de señales de control basadas en VEP: SSVEP, t-VEP y c-VEP [10].

Existen tres tipos principales de señales de control en BCI basadas en VEPs:

- tVEP (*transient VEP*): estas señales se generan por estímulos visuales breves y de baja frecuencia (menores a 6 Hz).
- SSVEP (*steady-state VEP*): se producen por estímulos visuales repetitivos y rápidos, con frecuencias mayores a 6 Hz. También llamados como fVEP (*frequency VEP*), ya que cada objetivo parpadea a una frecuencia única.
- c-VEP (*code-modulated VEP*): se generan mediante secuencias de estímulos visuales pseudoaleatorias, donde la duración de activación y desactivación de cada destello está determinada por dicha secuencia [14].

- **Potenciales evocados P300**

Los potenciales evocados P300 son un tipo de respuesta cerebral que presenta características tanto exógenas como endógenas, lo que les permite ser ubicados en ambas categorías. Por un lado, se generan en respuesta a un estímulo externo, lo que podría clasificarlos como exógenos. Sin embargo, su aparición y amplitud dependen en gran medida de procesos internos del usuario, como la atención y el reconocimiento consciente del estímulo, lo que los relaciona también con señales endógenas.

Los potenciales evocados P300 se tratan de un tipo de respuesta cerebral que se observa en el EEG como una deflexión positiva de voltaje en respuesta a un estímulo aproximadamente 300 ms después de que el sujeto sea expuesto a dicho estímulo. No obstante, su duración puede fluctuar dentro de un rango amplio, normalmente entre 250 y 750 ms, aunque esta variabilidad puede venir influenciada por diversos factores (como el filtrado especial utilizado en el análisis de la señal, características individuales de los usuarios, así como la complejidad o dificultad de la tarea cognitiva). Estas ondas tienden a exhibir mayor amplitud y prominencia en regiones centrales o parietales del cuero cabelludo, y su intensidad se va disipando gradualmente en otras áreas circundantes [16].

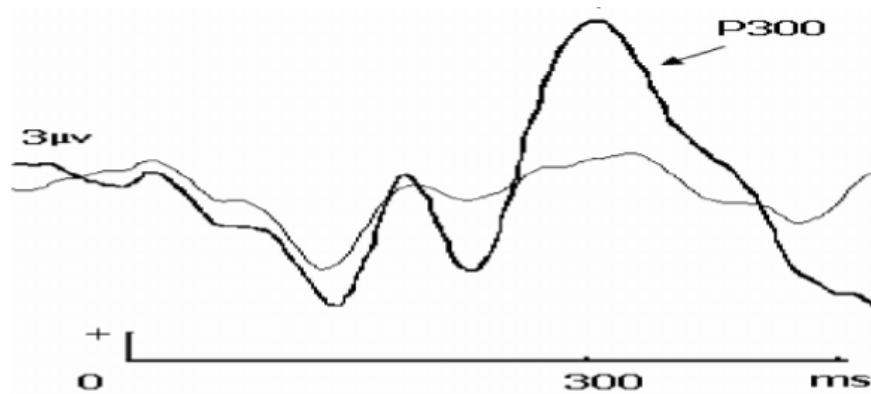


Figura 2-6. Potencial P300 registrado como respuesta a un estímulo poco frecuente aproximadamente 300 ms después del estímulo (línea gruesa). La línea fina corresponde a la respuesta al estímulo frecuente [17].

La técnica para inducir ondas P300 se denomina paradigma oddball. Este paradigma se fundamenta en la presentación de estímulos objetivo poco frecuentes que requieren atención, los cuales desencadenarán una respuesta P300, junto con otros estímulos de fondo que deben ser ignorados, los cuales no generarán ningún tipo de respuesta [16]. Investigaciones realizadas han evidenciado que la amplitud del pico de respuesta aumenta conforme disminuye la probabilidad de ocurrencia del estímulo, así, los sistemas BCI

basados en este paradigma utilizan los potenciales P300 para discernir el comando que el usuario desea seleccionar de entre un conjunto de opciones [14].

Estos potenciales son usados en aplicaciones de selección, donde se presenta una matriz de comandos (letras, números, etc), donde las filas o columnas parpadean de forma aleatoria mientras el EEG es monitorizado. Como el usuario está dirigiendo su atención hacia el símbolo deseado, el potencial P300 se producirá el número de veces que dicho símbolo parpadee [14]. Normalmente, el sistema utiliza adaptaciones del paradigma visual oddball para relacionar la respuesta P300 del sujeto con los comandos presentados, determinando el comando deseado tras múltiples repeticiones de estímulos [16].

Un inconveniente de este paradigma es que la eficacia puede disminuir debido a la habituación del usuario al estímulo menos común, resultando en una disminución de la amplitud del P300 [14].

2.1.3.2 Sistemas endógenos

- **Potenciales corticales lentos**

Los potenciales corticales lentos (SCPs) se tratan de cambios lentos en el voltaje del EEG asociados a cambios en el nivel de la actividad cortical, los cuales duran unos segundos. Su lentitud característica hace que tengan lugar en bandas delta bajas (inferiores a 1Hz).

Los SCP negativos están relacionados con la activación cortical asociada a la realización de movimientos, mientras que los SCP positivos están relacionados con la reducción de la actividad cortical [14].

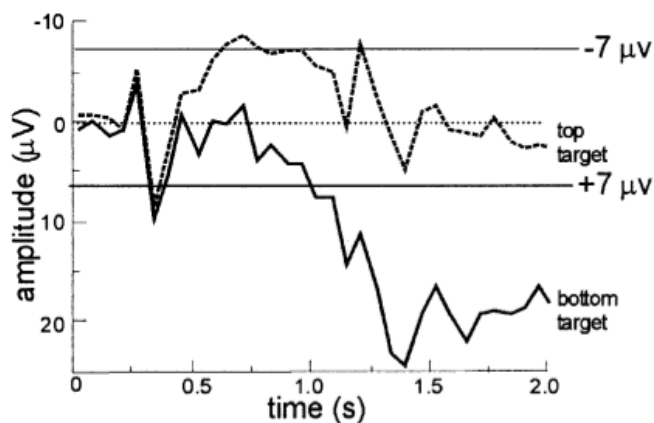


Figura 2-7. Aumento y reducción de la actividad cortical [18].

Estas señales cerebrales pueden ser autorreguladas tanto por usuarios sanos como por pacientes con parálisis para dirigir dispositivos externos a través de un sistema BCI.

Las personas pueden ser entrenadas para generar cambios voluntarios en los SCPs mediante un sistema de entrenamiento que presenta estímulos visuales y auditivos. Este sistema permite al usuario aprender a modificar los SCPs de manera voluntaria. La eficacia de este entrenamiento se ve afectada por varios factores, incluyendo el estado del paciente o su motivación. Los resultados del entrenamiento pueden variar entre los pacientes, lo que subraya la necesidad continua de investigación para establecer pautas generales en este ámbito [14].

La autorregulación de los SCPs ha sido extensamente investigada en pacientes con esclerosis lateral amiotrófica (ELA). Si bien las tasas de precisión son aceptables, oscilando entre el 70% y el 80%, la tasa de información requiere un periodo de entrenamiento más prolongado, y es probable que los usuarios necesiten una práctica continua durante varios meses para alcanzar niveles óptimos [14].

- **Ritmos sensoriomotores**

Como se describió en la sección 1.3, la actividad cerebral en el EEG ocurre en varias regiones del cerebro y se clasifica en varias bandas o ritmos, cambiando sus características de acuerdo con el estado del sujeto.

Los ritmos sensoriomotores (SMR) son patrones de la actividad cerebral registrados en el córtex sensoriomotor que involucran los ritmos mu (8-13 Hz) y beta (13-30 Hz). Se caracterizan por ser oscilaciones de la actividad neuronal cuya amplitud varía de manera sincronizada con un evento sensoriomotor real o imaginario, como puede ser el movimiento de un brazo o la imaginación de dicho movimiento. Estas modulaciones se pueden manifestar de dos maneras, como una desincronización relacionada con eventos (ERD), la cual se caracteriza por una disminución en la potencia de los SMR que comienza a pronunciarse segundos antes de que se ejecute el movimiento, o como una sincronización relacionada con eventos (ERS), que se refiere a un aumento en su potencia una vez que se ha ejecutado el movimiento [16].

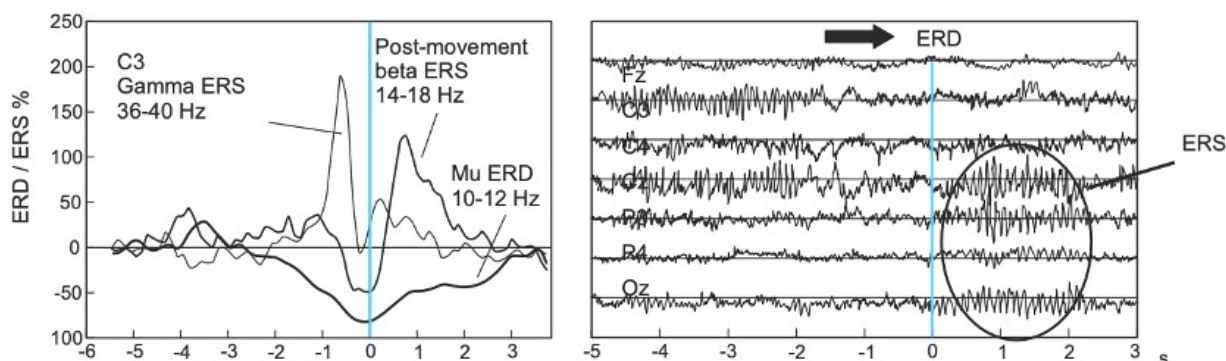


Figura 2-8. ERD y ERS asociados al levantamiento voluntario del dedo índice derecho. La línea azul representa el instante ($t=0s$) en el que se produce el movimiento. Imagen izquierda: superposición de la potencia en las bandas mu (10-12 Hz), beta (14-18 Hz) y gamma (36-40 Hz) a partir de EEG registrado con electrodo C3. Imagen derecha: EEG registrado durante el movimiento.

En la parte izquierda de la figura 2-8 se ilustra la evolución temporal de la desincronización y sincronización relacionada con eventos (ERD y ERS, respectivamente) en un estudio de movimiento voluntario, donde los sujetos tenían que levantar el dedo rápidamente. Se puede observar que en la banda mu, la ERD comienza a notarse entre 2-3 segundos antes del inicio del movimiento ($t = 0s$, línea azul), alcanzando su máximo poco después de que el movimiento comience y regresa a su valor original al cabo de unos 3 segundos. En contraste, el ritmo beta exhibe una ERD breve al comienzo del movimiento, seguida de una ERS que alcanza su punto máximo después de completar el movimiento. En esta figura también se puede observar el ritmo gamma, que muestra una ERS poco antes del inicio del movimiento. En la parte derecha de la figura se puede ver la desincronización del EEG (ERD) en los electrodos centrales antes del inicio del movimiento, y la sincronización sobre la región posterior (ERS) durante el movimiento [14].

Los sistemas basados en SMR han aumentado su interés en el ámbito de los BCI, debido a la capacidad de las personas de aprender a regular voluntariamente estos ritmos sensoriomotores a través del entrenamiento basado en NF, incluso aquellos con limitaciones o ausencia de control motor real sobre las extremidades [16]. Avances recientes en este campo han demostrado la posibilidad de predecir los movimientos voluntarios humanos antes de que ocurran basándose en las modulaciones de estos ritmos [14].

En la tabla 2-1 se muestran las principales características de las señales de control vistas, así como en la tabla 2-2 se muestran las ventajas y desventajas de los sistemas BCI exógenos y endógenos.

Tabla 2-1. Resumen de las señales de control vistas.

Señal	Fenómeno fisiológico	Entrenamiento	Tasa de transferencia de información (ITR)
VEP	Modulaciones de la señal cerebral en la corteza visual	No	60-100 bits/min
SCP	Cambios lentos de voltaje en las señales	Si	5-12 bits/min
P300	Picos positivos debido a estímulos poco frecuentes	No	20-25 bits/min
Ritmos sensoriomotores	Modulaciones en los ritmos sensoriomotores sincronizados con las actividades motoras	Si	3-35 bits/min

Tabla 2-2. Ventajas de los sistemas BCI exógenos y endógenos.

Sistema	Señales	Ventajas	Desventajas
BCI exógeno	SSVEP P300 c-VEP	Calibración mínima Configuración de la señal de control de forma fácil y rápida Alta ITR (60 bits/min) Alta precisión Solo requiere un canal de EEG (SSVEP, c-VEP) Se pueden controlar alta cantidad de comandos	Atención permanente a un estímulo externo Puede causar fatiga visual a algunos usuarios
BCI endógeno	SCPs Ritmos sensoriomotores	Útil para usuarios con órganos de los sentidos afectados Adecuados para neurorrehabilitación	Necesitan alto tiempo de entrenamiento No todos los usuarios logran obtener el control Requieren grabaciones multicanal de EEG para tener un buen rendimiento

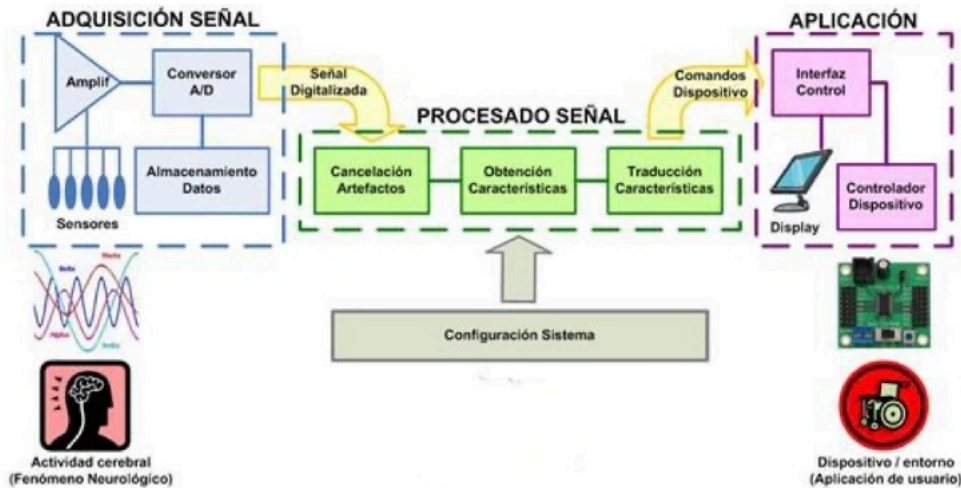


Figura 2-9. Etapas fundamentales para el tratamiento de la señal obtenida.

2.1.4 Tratamiento de la señal EEG

El diseño de un sistema BCI y el tratamiento de la señal obtenida del EEG implica tres etapas fundamentales: la adquisición de la señal, su procesamiento y su posterior aplicación. Estas etapas se detallan a continuación y se ilustran en la figura 2-9.

2.1.4.1 Adquisición de la señal

Como se ha detallado en la sección 1.3, la adquisición de la señal de EEG se realiza mediante la colocación de electrodos sobre el cuero cabelludo siguiendo el sistema internacional 10-20. Estos electrodos pueden clasificarse en dos categorías: secos o húmedos. En el caso de los electrodos húmedos, se emplea un gel conductor que reduce la impedancia entre el electrodo y el cuero cabelludo, lo que mejora la calidad de la señal al asegurar un buen contacto. Por otro lado, los electrodos secos no requieren la aplicación de gel, sino que tienen puntas que aseguran el contacto directo entre el electrodo (el disco de metal) y el cuero cabelludo, evitando que el aire, que tiene una alta impedancia, interfiera en la captación de la señal.

Una vez adquirida la señal, generalmente es débil y es necesario amplificarla con el propósito de aumentar su relación señal-ruido y facilitar su detección, procesamiento y almacenamiento siguientes. Posteriormente, se lleva a cabo una conversión analógico-digital (A/D) de la señal, con el objetivo de mejorar la calidad de la señal y adecuarla para su posterior análisis. Se trata de un proceso crítico para que las señales capturadas sean lo más precisas y confiables posible, lo cual es crucial para su aplicación en sistemas BCI [10].

2.1.4.2 Procesado de la señal

La segunda etapa en el tratamiento de la señal EEG es la de procesamiento de la señal. Esta fase, a su vez, consta de las tres etapas siguientes:

- **Cancelación de artefactos o ruido:**

Los artefactos son señales indeseables que contaminan la actividad cerebral y que, en su mayoría, no están relacionados con la actividad neurológica. Esta etapa se realiza mediante técnicas de acondicionamiento de la señal para eliminar interferencias conocidas o información irrelevante, mejorando así las características espaciales, espectrales o temporales de la señal [16].

- Una técnica común es el filtrado de frecuencias, donde las señales se filtran previamente para eliminar las frecuencias que se encuentran fuera del rango de frecuencias de la actividad cerebral más relevante para la aplicación. Por ejemplo, las frecuencias del EEG por encima de 40 Hz tienen una baja relación señal-ruido y pueden no ser útiles para algunas aplicaciones BCI. Como resultado, se aplican filtros de paso de banda de 0-40 Hz (o más estrecho si es posible) para aislar la actividad cerebral relevante (e.g: se puede aplicar un paso de banda de 8-12 Hz para aislar la actividad de la banda mu, o de 8-30 Hz para incluir la actividad de las bandas mu y beta). En general, la anchura del filtro debe establecerse de forma conservadora para evitar pérdidas de información, lo que también puede ser beneficioso un posterior análisis offline de las señales [10].
- Otro tipo de filtrado utilizado es el filtrado espacial para mejorar la localización de la fuente, realzar determinados canales o eliminar ciertos artefactos como las interferencias de la actividad EMG, EOG y parpadeos. La actividad EMG se refiere a la actividad eléctrica producida por las contracciones musculares (cuando el sujeto habla, traga o mastica). Usualmente, se manifiesta como una actividad espectral de banda ancha que puede variar sustancialmente de un momento a otro, es especialmente prominente alrededor de la periferia (es decir, frontal, temporal y occipital) y puede superar fácilmente a la actividad cerebral en amplitud. Por otro lado, la actividad electrooculográfica (EOG) es la actividad eléctrica generada por los movimientos oculares que tiende a ser prominente en la actividad EEG frontal. El filtrado espacial puede ser útil para reducir estos artefactos. Por ejemplo, los pesos del filtro espacial pueden derivarse de una regresión con respecto a los electrodos temporales frontales (si hay EMG temporal), o basarse en electrodos situados junto a los ojos (si hay EOG) [10].
- Se implementa también un filtrado para eliminar interferencias de señal eléctrica de 50/60 Hz generados por los sistemas eléctricos. Los campos eléctricos o magnéticos creados por estos sistemas pueden crear campos eléctricos en el cuerpo que son detectados por los electrodos. Esta interferencia se manifiesta como una señal sinusoidal continua a 50 Hz en Europa y Asia o 60 Hz en Norteamérica y Sudamérica [10].

- **Extracción de características:**

La extracción de características es una etapa fundamental en el procesamiento de señales EEG. Esta etapa se centra en convertir las señales EEG brutas en representaciones más manejables y significativas, que pueden ser utilizadas para diversas aplicaciones como la

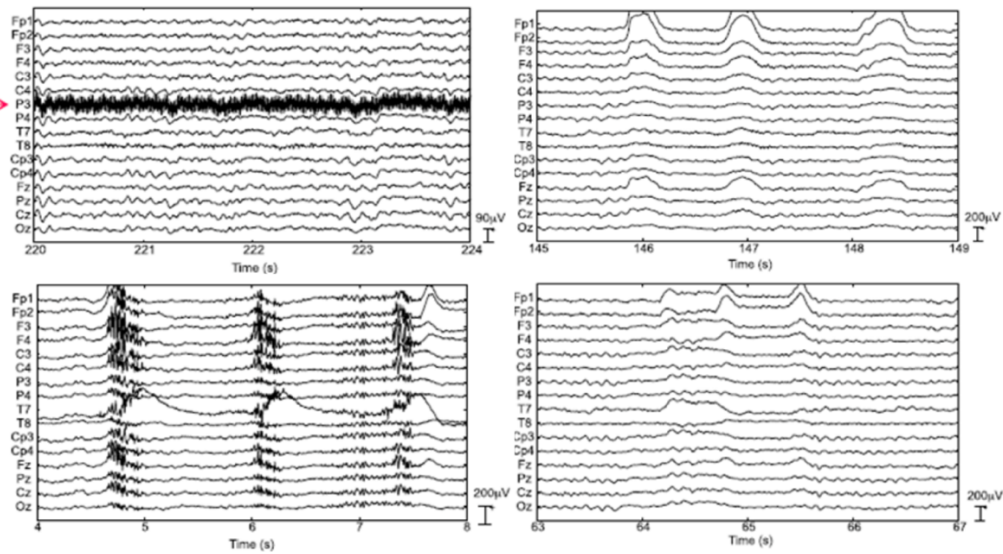


Figura 2-10. De izquierda a derecha, señal de EEG contaminada con: a) señal eléctrica a 60 Hz; b) artefactos por pestañeo; c) movimientos musculares; d) movimientos oculares.

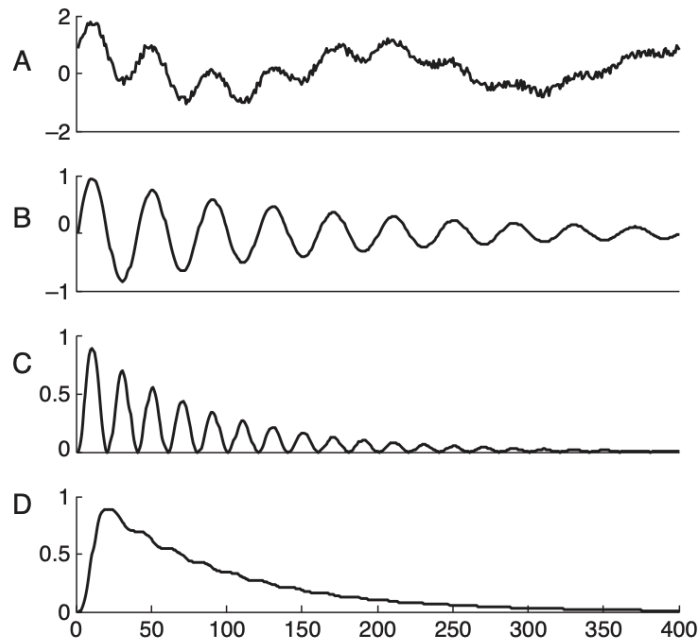


Figura 2-11. Procedimiento para extraer la potencia de banda de una señal. A) Señal original en el dominio del tiempo, la cual puede contener diferentes componentes de frecuencia, ruido y artefactos. B) Señal después de aplicar un filtrado paso-banda. C) Señal elevada al cuadrado. D) Señal tras filtrado paso-bajo.

clasificación de estados mentales, la detección de eventos específicos o el control de dispositivos externos.

Las señales EEG son intrínsecamente complejas y ruidosas, lo que hace necesario aplicar técnicas avanzadas de procesamiento para extraer la información relevante. La extracción

de características implica identificar y seleccionar aquellas propiedades de la señal que representan la actividad cerebral asociada con los estímulos o tareas específicas. Este proceso mejora la precisión y la eficiencia de los algoritmos de clasificación y análisis posteriores.

Tabla 2-3. Métodos de extracción de características usados en BCI.

Tiempo - Frecuencia	Espacio	Tiempo - Espacio
Transformada de Fourier (FFT)	Filtro Laplaciano	Análisis de Componentes en Tiempo y Espacio Modelos Autorregresivos Multivariantes Coherencia
Transformada Wavelet (WT)	Método de Referencia de Media Común (CAR)	
Modelos autorregresivos (AR)	Análisis de Componentes Independientes (ICA)	
Filtrado Paso-Banda	Patrones Espaciales Comunes (CSP)	
Filtrado Adaptativo	Amplitudes	
Filtro de Kalman	Proporciones y Diferencias	

En la tabla 2-3 se presenta una clasificación de los métodos predominantes de extracción de características empleados en sistemas BCI, y en la figura 2-11 se muestra un ejemplo de extracción de características de una señal. Los métodos más utilizados son aquellos que operan en los dominios tiempo-frecuencia y espacial. Comúnmente, para la extracción de características se emplea un método de cada tipo, independientemente del orden de aplicación, abordando cada dimensión por separado; o se utiliza un método que opere en el dominio espacio-temporal. La elección del método de extracción de características depende principalmente del tipo de señal de control utilizada por el sistema y de los artefactos presentes en la señal de interés. En lo que respecta a los métodos en el dominio tiempo-frecuencia, los métodos temporales conllevan un menor coste computacional, haciéndolos preferidos para aplicaciones BCI en tiempo real [18].

- **Traducción de características:**

Una vez extraídas las características relevantes de las señales EEG, el siguiente paso fundamental en el procesamiento de estas señales es la traducción de dicha información. Este proceso se centra en convertir las características extraídas en un formato más interpretable y utilizable para aplicaciones específicas.

El propósito de esta etapa es garantizar que la elección asignada coincida con la selección que el usuario tenía intención de realizar.

Los algoritmos de clasificación se encuentran divididos en dos grupos: lineales y no lineales, y se distinguen principalmente por la forma en que separan los datos en diferentes categorías [31].

Los clasificadores lineales utilizan una función lineal para dividir el espacio de las características en distintas clases. Es decir, buscan una línea, plano o hiperplano,

Tabla 2-4. Clasificadores de traducción de características en sistemas BCI

Clasificadores lineales	Clasificadores no lineales	
	Estructura fija	Estructura modificable
Análisis Discriminante Lineal (LDA) Perceptrón Multicapa (MLP) Regresión, regularización y adaptación	Análisis Cuadrático Discriminante (QDA)	Máquinas de Soporte Vectorial (SVM) Mínimos Cuadrados Parciales (PLS) Redes Neuronales Artificiales (ANN) Árbol de decisión Modelo de mezclas gaussianas Modelos ocultos de Markov (HMM)

dependiendo del número de dimensiones, que separe las diferentes clases de datos. Estos clasificadores son más simples y menos computacionalmente intensivos [31].

Los clasificadores no lineales emplean transformaciones no lineales para proyectar los datos originales a un espacio de mayor dimensión, donde un hiperplano lineal puede separar las clases de manera efectiva. Por ejemplo, se pueden usar funciones cuadráticas para realizar esta proyección. Estos métodos tienden a ser más precisos porque permiten el ajuste de un mayor número de parámetros, proporcionando una mayor flexibilidad en la modelización. Sin embargo, esta precisión adicional implica un mayor coste computacional debido a la complejidad de las operaciones necesarias [31].

En la siguiente tabla se recogen los clasificadores más empleados en sistemas BCI.

2.1.4.3 Aplicaciones

La etapa final del tratamiento de la señal es la etapa de aplicación. Una vez que hemos adquirido la señal, extraído las principales características y han sido traducidas en comandos, es necesario una aplicación que con dichos comandos realice una acción. En la siguiente sección se detallan algunas de las aplicaciones más comunes en los sistemas BCI.

2.1.5 Aplicaciones de los sistemas BCI

Los sistemas BCI ofrecen a los usuarios nuevos canales de comunicación y control sin requerir la intervención de los nervios o músculos periféricos. Esta tecnología ha despertado un interés significativo entre los investigadores, quienes están enfocados en desarrollar aplicaciones BCI con la esperanza de que esta tecnología pueda ser útil para las personas con graves discapacidades motoras. Las poblaciones principales a quienes se dirigen estas aplicaciones se dividen en tres categorías. El primer grupo abarca los pacientes en estado de bloqueo completo (Complete Locked-In State, CLIS), quienes han perdido toda la capacidad de control motor. El segundo grupo comprende pacientes en Estado de Bloqueo Parcial (Locked-In State, LIS), que se encuentran casi completamente paralizados, pero aún conservan movimientos voluntarios como el movimiento de los ojos o movimientos con los labios. El último grupo incluye individuos con discapacidades significativas, pero conservan cierto grado de control sobre sus habilidades motoras [14].

Actualmente, existe una amplia variedad de aplicaciones BCI, como pueden ser procesadores de texto, navegadores web, control de una silla de ruedas, y juegos, entre otras. En las siguientes subsecciones describen algunas aplicaciones BCI.

2.1.5.1 Comunicación

Este tipo de aplicación probablemente sea de las más estudiadas e investigadas en el campo de los BCI, ya que la comunicación es algo esencial para los seres humanos. Las aplicaciones para la comunicación suelen mostrar un teclado virtual en la pantalla, donde el usuario debe seleccionar un comando a través del sistema BCI. El elemento fundamental de cada aplicación es el sistema BCI empleado, así como el tipo de señal de control.

- **SCPs**

Para la selección de letras se puede utilizar un control voluntario de los SCPs. Con un entrenamiento intensivo, los pacientes completamente paralizados son capaces de producir cambios positivos y negativos en su SCP para dirigir el movimiento vertical de un cursor.

Basado en este tipo de señal de control, Birbaumer *et al.* (1999) [23] desarrollaron un dispositivo de deletreo BCI con visualización en pantalla que utilizaba un cursor para seleccionar las letras del alfabeto. Para el programa de ortografía de nivel 1, el alfabeto se dividió en dos mitades (bancos de letras) que se presentaron sucesivamente en la pantalla durante unos segundos. Cuando el sujeto seleccionaba el banco de letras generando un SCP, se dividía en dos nuevas mitades, y así sucesivamente hasta que uno de los bancos de letras solo contenía una letra. Cuando se seleccionó una de esas dos letras finales, se mostraba en el campo de texto superior de la pantalla y la selección comenzaba de nuevo en el nivel 1 para realizar el mismo proceso con la siguiente letra.

- **P300**

En 1988, Farwell y Donchin [21] desarrollaron una aplicación de comunicación basada en P300 en la que esperaban que los paráliticos pudieran utilizarla para comunicar mensajes sencillos. El diseño consistía en presentar al sujeto una matriz 6x6 de letras y comandos

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 2-12. Matriz de comandos utilizada en el estudio de Farwell y Donchin (1988) [21]

(figura 2-12). Los estímulos visuales son destellos de una fila o columna completa, presentados a una velocidad de hasta 8 destellos por segundo. El sujeto debía prestar atención a una letra específica en la matriz y contar mentalmente el número de veces que esa letra parpadea. El estímulo inesperado (destello de la letra objetivo) genera una respuesta P300 y se identifica la intención del sujeto.

- **VEPs**

Otra manera de mejorar la comunicación de personas con discapacidades es usando la selección de letras empleando como señal de control los VEPs.

La interfaz de la aplicación trata de una matriz de comandos, donde las celdas se iluminan a distintas frecuencias de manera continua y el usuario debe fijar su mirada en la celda que contiene el comando objetivo, generando un aumento de potencia en la frecuencia de iluminación correspondiente y en sus armónicos. El sistema detectará estos picos de frecuencia, y, por lo tanto, el comando que el usuario quiere seleccionar. En la figura 2-13 se puede ver un ejemplo donde el sujeto se encuentra observando un comando que parpadea a una frecuencia de 8 Hz, y se puede observar un aumento de potencia en dicha frecuencia y en sus correspondientes armónicos.

2.1.5.2 Neurorehabilitación

Las lesiones medulares u otras enfermedades neurológicas que conllevan una pérdida de funciones sensoriales y motoras tienen un impacto significativo en la calidad de vida del paciente. Para ayudar a la recuperación de ciertos movimientos, como puede ser el agarre, se puede conseguir en sujetos tetraplégicos mediante neuroprótesis guiadas por estimulación eléctrica funcional (FES) [14]. La FES funciona como un método para compensar la pérdida de funciones voluntarias induciendo contracciones musculares mediante la aplicación de corrientes eléctricas.

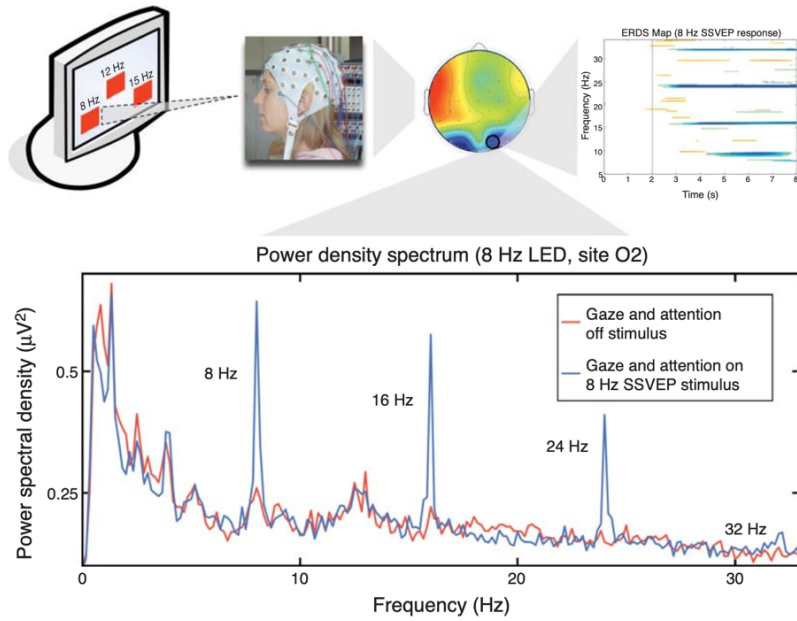


Figura 2-13. Funcionamiento de un sistema BCI basado en SSVEP. Trazo azul: actividad EEG del comando que el sujeto está mirando y en sus correspondientes armónicos. Trazo rojo: actividad EEG cuando el usuario no está mirando a ningún comando [10].

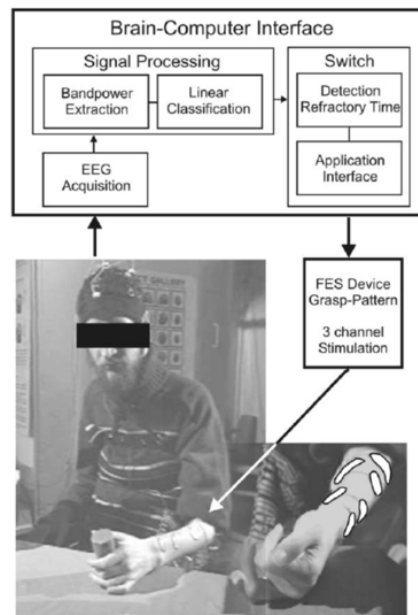


Figura 2-14. Sistema BCI basado en EEG que permite a un paciente con la mano paralizada agarrar un objeto cuando se activa el FES [19].

Los sistemas BCI basados en EEG se pueden emplear para generar una señal de control que regule el funcionamiento de la FES. Por ejemplo, gracias a la fusión de BCI y FES, Pfurtscheller *et al.* (2003) [19], lograron desarrollar una aplicación en la que un paciente tetrapléjico con una lesión traumática en la médula espinal pudo controlar el movimiento de unas manos paralizadas para agarrar un cilindro. En la figura 2-14 se puede visualizar el esquema del sistema utilizado.

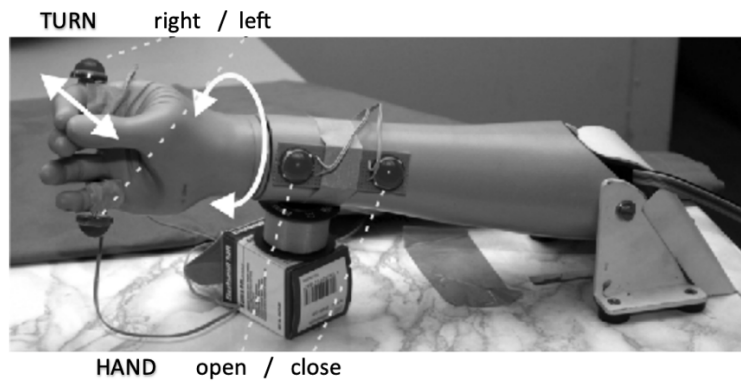


Figura 2-15. Prótesis utilizada en el estudio de Muller et al. (2008) [20].

Recientemente, los ERPs también se han empleado para restaurar la función motora. En un estudio, Muller *et al.* (2008) [20], se presentó un dispositivo neuroprotésico diseñado para restaurar la capacidad de agarre en sujetos con lesiones medulares. Dicho dispositivo constaba de una prótesis de mano eléctrica de dos ejes, la cual era controlada a través de un sistema BCI basado en SSVEPs de cuatro clases. Mediante este sistema, los usuarios podían seleccionar entre cuatro movimientos diferentes (movimiento de la mano en supinación, pronación, apertura y cierre) dependiendo de la estimulación visual de cuatro LED con frecuencias distintas. Para seleccionar un movimiento específico, el usuario debía mirar hacia el LED correspondiente.

2.1.5.3 Entretenimiento

El interés en las aplicaciones de entretenimiento se ha ido desarrollando en los últimos años gracias a los avances en esta tecnología. Estas mejoras en sus prestaciones han permitido el uso de los sistemas BCI incluso en personas sin discapacidades, ya que introducen una nueva forma de interacción que puede potenciar la experiencia de los videojuegos, haciéndolos más desafiantes y atractivos. Además, estos sistemas pueden proporcionar información sobre las experiencias del usuario a través del registro de la actividad cerebral, lo que puede mejorar los juegos al permitir una adaptación más precisa a las necesidades del jugador, incluyendo la capacidad de detectar estados emocionales como el aburrimiento, la ansiedad o la frustración del sujeto con el fin de utilizar esta información en el diseño de futuros videojuegos [14].

Un ejemplo de esta aplicación es el videojuego diseñado por Lalor *et al.* (2005) [22], donde los sujetos debían utilizar un sistema BCI basado en SSVEPs para ayudar a un avatar a caminar por una cuerda floja. En el juego, el personaje camina hacia el sujeto y tropieza cada 1,5 – 5,0 segundos hacia un lado elegido al azar. El sujeto debe intervenir para cambiar el equilibrio de modo que permanezca estable, y para ello debía dirigir su mirada al tablero situado en el lado opuesto de la pantalla para la que el personaje pierde el equilibrio (hacia donde quiere desplazar el avatar).



Figura 2-16. Videojuego diseñado por Lalor et al. (2005) [22], a la izquierda avatar en modo de entrenamiento. A la derecha avatar perdiendo el equilibrio.

2.2 Potenciales evocados visuales modulados por código (c-VEP)

2.2.1 Principio de funcionamiento de los c-VEP

A lo largo de los últimos años, los investigadores han explorado diversos métodos para mejorar los sistemas BCI no invasivos, como conseguir un tiempo de calibración reducido, sistemas adaptativos o variaciones en los paradigmas ya conocidos. En la búsqueda de estas innovaciones, ha surgido un interés creciente en la señal de control basada en c-VEP debido a su capacidad para lograr altos niveles de rendimiento y su reducción en los tiempos de calibración. En este enfoque, los comandos parpadean siguiendo secuencias pseudoaleatorias, lo que genera respuestas de EEG más fuertemente asociadas con el comando al que el usuario se encuentra prestando atención que con el resto [24].

El concepto fundamental de los sistemas c-VEP fue inicialmente propuesto por Sutter [25] en 1984 mediante un sistema invasivo de ECoG para medir las respuestas cerebrales, demostrando la capacidad de un paciente con ELA para comunicarse con una velocidad de 10-12 palabras por minuto. Este enfoque fue innovador, pero no recibió mucha atención hasta que en 2009, Bin y su equipo [26] demostró que el sistema c-VEP podía ser implementado de manera no invasiva utilizando EEG. Este avance permitió una mayor accesibilidad y adaptación del método, demostrando que estos sistemas podían ser utilizados eficazmente en BCI no invasivas con alta precisión y tasas de transferencia de información.

Aunque fuese posible asignar a cada comando un código pseudoaleatorio diferente, encontrar un conjunto de códigos con propiedades de correlación cruzada adecuadas resulta complicado. La baja correlación cruzada es importante porque asegura que las señales de EEG correspondientes a diferentes comandos no interfieran entre sí. Si las correlaciones cruzadas entre los códigos son altas, las señales pueden solaparse y dificultar la identificación precisa del comando que el usuario está tratando de comunicar. Por ello, se prefiere utilizar una sola secuencia pseudoaleatoria y codificar cada comando con una versión temporalmente desplazada de esta secuencia, ya que es más sencillo garantizar que estas versiones desplazadas tengan propiedades de correlación adecuadas. El sistema BCI calcula la correlación entre el EEG y una plantilla calculada para cada estímulo. Normalmente, la respuesta EEG generada estará más correlacionada con el

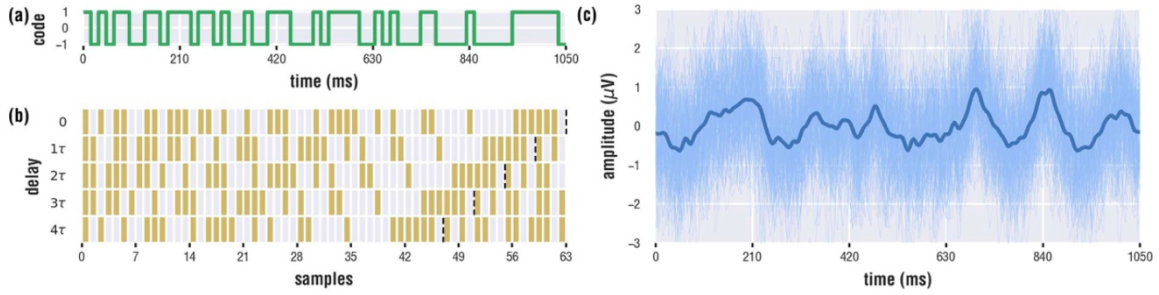


Figura 2-17. (a) Secuencia m -binaria de 63 bits. (b) Codificación de 5 comandos, cuyos retardos aumentan con un paso de 4. (c) Respuesta c -VEP en un registro de EEG.

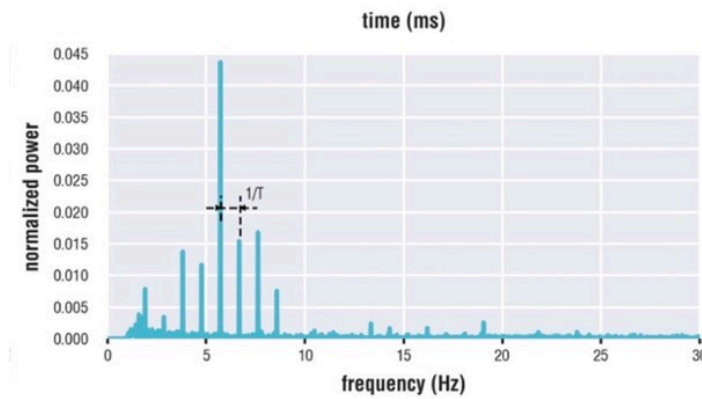


Figura 2-18. Densidad espectral de potencia

comando que se pretende seleccionar que con el resto, permitiendo al sistema determinar la atención del usuario mediante un análisis de correlación entre la respuesta EEG y todos los desplazamientos posibles de la secuencia [24].

La secuencia principal se genera mediante un registro de desplazamiento de retroalimentación lineal (LFSR), debido a sus buenas propiedades de autocorrelación, de tal manera que si se utiliza un LFSR de longitud m , (es decir, con m elementos en su estado o equivalente al orden del polinomio a emplear), se genera una secuencia de longitud $2^m - 1$ bits. Cada bit de la secuencia representa un estado del estímulo visual, por ejemplo, un bit '1' puede indicar un estado encendido (estímulo blanco, se ilumina de color blanco), y un bit '0' un estado apagado (estímulo negro, se ilumina de color negro).

En la figura 2-17 se ilustra una secuencia m -binaria de 63 bits, generada mediante un filtro LFSR de longitud $m = 6$. En este caso, la frecuencia del monitor es de 60 Hz, por lo que la duración de un ciclo completo es de $T = 1,05s$ ($63/60$). Esta secuencia se puede ver en la figura 2-17 (a). En la figura (b) se muestra la codificación de 5 comandos, los cuales parpadearían utilizando versiones retardadas de la secuencia generada. Cada vez que se actualice la pantalla, cada comando se ilumina si su código actual es 1, y se atenúa en caso contrario. En la figura (c) se ve la respuesta del EEG a un comando en particular. Finalmente, la figura 2-18 se muestra la densidad espectral de potencia de las respuestas de EEG utilizadas para construir la plantilla. Se puede ver que los picos del espectro corresponden con los armónicos del período de secuencia m (es decir, $1/T = 0,952$ Hz).

2.2.2 Procesamiento de señal c-VEP

El procesamiento de señales en c-VEP comienza con la adquisición de datos mediante un sistema de EEG multicanal. La señal capturada se procesa en varias etapas para extraer características relevantes que permitan la decodificación de comandos.

Procesado de referencia

A lo largo del tiempo, se han desarrollado numerosos métodos con el objetivo de optimizar el rendimiento de los sistemas BCI basados en c-VEP. Estas estrategias abordan diversas fases del sistema, abarcando aspectos como las modificaciones en los paradigmas utilizados, la presentación de los estímulos, las técnicas de extracción y clasificación de características, el manejo de la asincronía, entre otros. Asimismo, se ha establecido un proceso de señal de referencia, que se ilustra en la figura 2-19.

En este procesado de referencia se emplea un sistema EEG multicanal (55/77) en el que las señales del comando se codifican mediante versiones retardadas de una m-secuencia de 63 bits (35/70). El intervalo de retardo puede ser $\tau = 2$ (20/70) o $\tau = 4$ (61/70), dependiendo del número de comandos disponibles, que generalmente son 32 o 16, respectivamente. Durante la fase de entrenamiento, se solicita al usuario que se concentre en un objetivo de referencia (generalmente un comando sin retardo por simplicidad) durante k_c ciclos de calibración. Posteriormente, se realiza una remodelación de las épocas de EEG con dimensiones $X_0 \in \mathbb{R}^{k_c \cdot N_s \cdot N_c}$, donde N_s es el número de muestras de un ciclo completo y N_c es el número de canales de EEG. Se calcula una respuesta multicanal promediando los k_c ciclos, obteniendo $\tilde{X}_{t_0} \in \mathbb{R}^{N_s \cdot N_c}$. A continuación, se aplica en análisis de CCA para maximizar la correlación entre las épocas individuales y la respuesta EEG promediada. El CCA encuentra proyecciones lineales de dos señales A y B que maximizan la correlación entre ellas. En este caso, $A \in \mathbb{R}^{k_c \cdot N_s \cdot N_c}$ serían las x_0 épocas concatenadas; y $B \in \mathbb{R}^{k_c \cdot N_s \cdot N_c}$ las \tilde{x}_{t_0} replicadas k_c veces para igualar las dimensiones. Tras la optimización:

$$\max_{W_a, W_b} \frac{W_a^T A^T B W_b}{\sqrt{W_a^T A^T A W_a \cdot W_b^T B^T B W_b}} \quad \text{Ecuación 1}$$

Se han obtenido los filtros espaciales $W_a \in \mathbb{R}^{N_c \cdot N_c}$ y $W_b \in \mathbb{R}^{N_c \cdot N_c}$. Para los BCI basados en c-VEP, sólo se requieren los filtros w_a y w_b que maximizan el coeficiente de correlación entre las épocas proyectadas (es decir, $A w_a$) y la plantilla (es decir, $B w_b$); es decir, los primeros componentes (columnas) de W_a y W_b , respectivamente.

A continuación, se proyecta la respuesta multicanal para obtener la plantilla de referencia $x_{t_0} = \tilde{X}_{t_0} \cdot w_b$, donde $x_{t_0} \in \mathbb{R}^{N_s \cdot 1}$. Las plantillas para el resto de los componentes ($x_{t_1}, x_{t_2}, \dots, x_{t_m}$) se calculan desplazando circularmente x_{t_0} según sus retardos. En el modo de test (es decir, en línea), las épocas de EEG se promedian y se proyectan con w_b para obtener una época filtrada espacialmente; es decir $\hat{x}_{test} = \tilde{X}_{test} \cdot w_b$, con $\hat{x}_{test} \in \mathbb{R}^{N_s \cdot 1}$. Posteriormente, se calculan los coeficientes de correlación de Pearson ρ entre el vector resultante y todas las plantillas, identificando el comando seleccionado como aquel que alcanza el máximo valor de correlación; es decir, $y = \operatorname{argmax}_i \rho(\hat{x}_{test}^t, x_{ti})$.

Otra posibilidad equivalente para evitar el sería concatenar las k_t épocas de EEG de prueba y utilizar w_a para obtener un vector filtrado espacialmente, es decir, $\hat{x}'_{test} = \tilde{X}'_{test} \cdot w_b$,

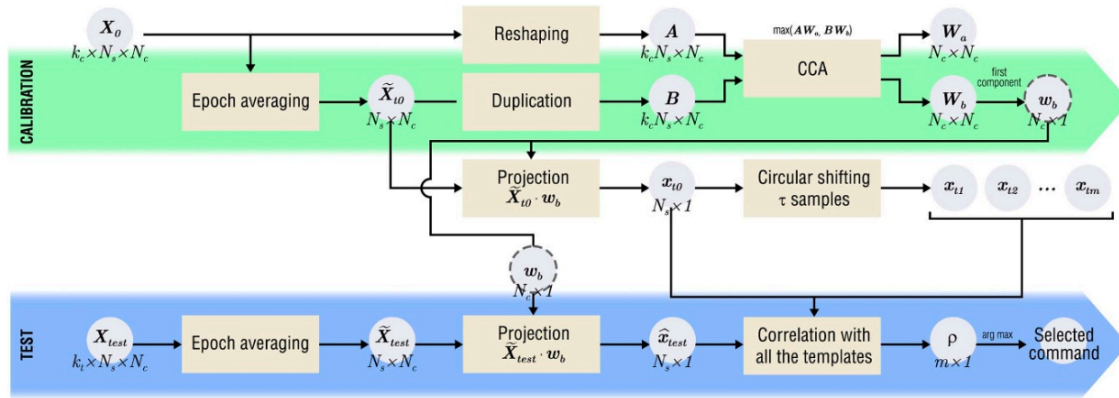


Figura 2-19. Flujo de procesamiento de referencia para BCIs basados en c-VEP. La etapa de calibración se enfoca en calcular las plantillas para cada comando según sus retrasos. Durante las sesiones en línea, la fase de prueba proyecta las épocas de los ensayos y determina el comando seleccionado mediante un análisis de correlación.

donde $\hat{x}'_{test} \in \mathbb{R}^{k_t \cdot N_s \cdot N_c}$ y $\hat{x}_{test} \in \mathbb{R}^{k_t \cdot N_s \cdot 1}$. A continuación, se calcularía la correlación entre este vector resultante y la versión replicada de cada plantilla k_t veces (es decir, $x_{ti} \in \mathbb{R}^{k_t \cdot N_s \cdot 1}$).

2.3 Aplicaciones basadas en c-VEP

Los c-VEP han encontrado aplicaciones en diversos campos debido a su alta eficiencia y precisión. Una de las aplicaciones más destacadas es en los BCI para pacientes con discapacidades severas. Estas interfaces permiten a los usuarios controlar dispositivos externos, como sillas de ruedas o sistemas de comunicación, simplemente mediante la atención visual a diferentes estímulos.

- **Control de dispositivos externos.**

Los sistemas c-VEP permiten a los usuarios controlar dispositivos externos de manera eficiente y precisa. Por ejemplo, pueden ser utilizados para operar sillas de ruedas, manipuladores robóticos y otros dispositivos de asistencia, mejorando significativamente la calidad de vida de las personas con discapacidades severas [26].

El artículo "A brain-computer interface for robust wheelchair control application based on pseudorandom code modulated Visual Evoked Potential" describe un experimento en el que 12 sujetos sanos utilizaron un BCI basado en C-VEP para controlar un robot que simula una silla de ruedas. Los participantes debían dirigir el robot a través de un circuito en forma de "8" usando solo comandos cerebrales para moverse en cuatro direcciones (adelante, atrás, izquierda y derecha). Los resultados mostraron una precisión promedio del 97.14%, con un tiempo por identificación de comando (TPI) de 2.52 segundos. El tiempo total para completar el recorrido fue de 134.8 segundos usando este BCI [33].

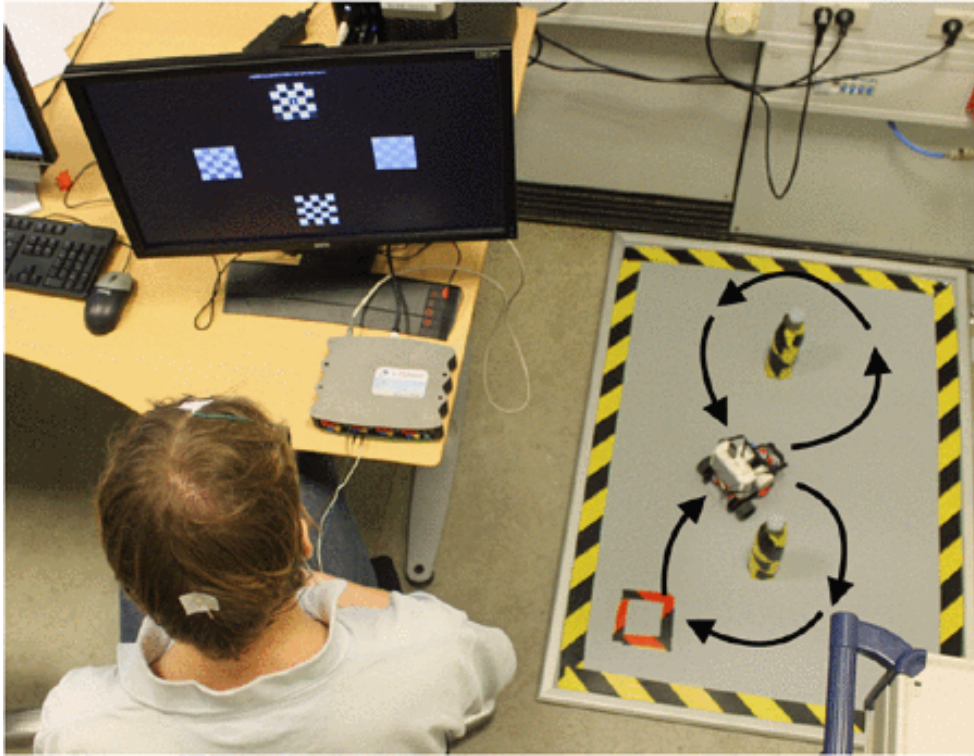


Figura 2-20. Montaje del experimento.

- **Neurorrehabilitación.**

Los sistemas c-VEP son utilizados en programas de neurorrehabilitación para ayudar a los pacientes a recuperar funciones motoras y cognitivas después de una lesión cerebral. Estos sistemas proporcionan retroalimentación en tiempo real, lo que facilita la rehabilitación [24].

- **Realidad virtual (VR) y realidad aumentada (AR).**

Mejora de la Interacción en Entornos Virtuales: Los c-VEP se están explorando en aplicaciones de realidad virtual y aumentada para mejorar la interacción del usuario con entornos digitales. Al proporcionar un método de control basado en la atención visual, se pueden crear experiencias más inmersivas y accesibles para usuarios con limitaciones físicas [26].

El artículo "*Combining brain-computer interfaces and multiplayer video games: an application based on c-VEPs*" analiza cómo los BCIs que utilizan c-VEPs pueden aplicarse en videojuegos multijugador. El estudio desarrolló una versión del juego *Connect 4*, donde los jugadores controlan las acciones utilizando señales cerebrales.

Los investigadores diseñaron un sistema que detecta las respuestas cerebrales a estímulos visuales mediante señales de EEG, que luego se convierten en movimientos del juego. Este sistema fue probado en 22 participantes sanos, logrando una precisión del 93.74% en la traducción de las señales cerebrales en movimientos del juego. Los usuarios también informaron que el sistema era intuitivo y fácil de usar, lo que demuestra su potencial para aplicaciones de entretenimiento [32].

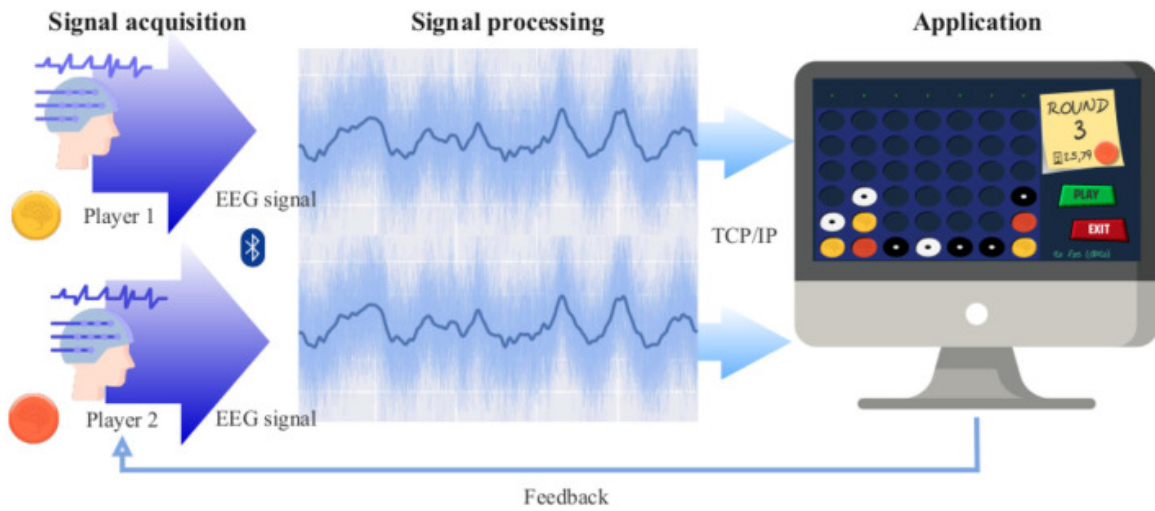


Figura 2-21. Arquitectura del sistema BCI. En primer lugar, adquisición de la señal de los dos jugadores, después, etapa de procesamiento de las señales de EEG, y, por último, aplicación del videojuego.

CAPÍTULO 3. ESTADO DE LA TÉCNICA

En este capítulo se lleva a cabo una revisión del estado de la técnica en los sistemas BCI, enfocándose en los avances recientes en el desarrollo de electrodos secos y húmedos. Se compararán sus prestaciones en términos de calidad de señal, comodidad del usuario y aplicabilidad. Además, se discutirán estudios longitudinales que evalúan la eficacia sostenida de los BCI a lo largo del tiempo, destacando la importancia del entrenamiento y la adaptabilidad del sistema para aplicaciones prácticas.

3.1 Estudios basados en electrodos secos y húmedos

El campo de los sistemas BCI ha avanzado considerablemente en las últimas décadas, impulsado en gran medida por el desarrollo y perfeccionamiento de los electrodos utilizados para captar las señales EEG. Tradicionalmente, los electrodos húmedos han sido el estándar debido a su alta conductividad y capacidad para captar señales claras y robustas. Estos electrodos emplean un gel conductor que mejora la calidad de la señal al reducir la impedancia en la interfaz entre el cuero cabelludo y el electrodo. Sin embargo, presentan desventajas significativas como la incomodidad, la necesidad de preparación previa, y el deterioro de la calidad del gel con el tiempo, lo que limita su uso en aplicaciones de uso prolongado.

En contraste, los electrodos secos han emergido como una alternativa que mitiga muchas de estas limitaciones. Al no requerir gel conductor, los electrodos secos ofrecen una configuración más rápida y cómoda para el usuario, facilitando su uso en aplicaciones diarias. Sin embargo, la principal barrera para su adopción ha sido la menor calidad de las señales captadas, debido a una mayor impedancia y una menor superficie de contacto efectiva con el cuero cabelludo.

Este capítulo aborda los avances recientes en la tecnología de electrodos secos y húmedos, evaluando su viabilidad y comparando sus prestaciones en términos de calidad de señal, comodidad del usuario, facilidad de uso y aplicabilidad en diferentes contextos.

3.1.1 M. Samara, C. Farmaki, N. Zacharioudakis, M. Pediaditis, M. Krana, and V. Sakkalis, “Comparison between dry and wet EEG electrodes in an SSVEP-based BCI for robot navigation” [27]

En este estudio se utilizó un sistema de navegación BCI basado en SSVEP compuesto por varios módulos interconectados como se muestra en la figura 3-1, con el fin de comparar el rendimiento de los electrodos secos y húmedos. El módulo de estímulos visuales consistía en cuatro paneles rojos sobre un fondo negro, ubicados en las 4 esquinas de la pantalla, los cuales parpadeaban a frecuencias de 3, 3.75, 3.33 y 4.28 Hz, correspondientes a los comandos “Girar a la izquierda”, “Girar a la derecha”, “Mover hacia atrás” y “Avanzar”, respectivamente. El comando “Detener” se obtenía fijando la mirada en el centro de la pantalla, donde no se generaba ningún SSVEP.

Para el estudio con electrodos húmedos, se utilizaron 4 electrodos pasivos colocados en las posiciones O1, Oz, O2 y POz, mientras que los electrodos de tierra y de referencia se situaron detrás de las orejas. Participaron en el estudio 23 sujetos, cada uno de los cuales se sometió a dos experimentos: uno con electrodos secos y otro con electrodos húmedos, ambos colocados de acuerdo con el sistema de referencia 10-20.

Cada experimento constó de 3 sesiones:

- Sesión de entrenamiento.
- Sesión de familiarización con el sistema.
- Sesión de navegación en línea.

La sesión de entrenamiento consistió en cuatro *runs*, con descansos de 1-2 minutos entre ellos. Durante cada ensayo, los participantes debían concentrarse en cada uno de los objetivos durante 7 segundos según señales visuales aleatorias en forma de flecha, fijándose cada objetivo tres veces.

En la segunda sesión, los participantes condujeron el coche libremente durante unos minutos para familiarizarse con el proceso de navegación.

En la tercera sesión, la de navegación en línea, los participantes condujeron el coche a través de una ruta predefinida que incluía todos los movimientos posibles (figura 3-2).

Los datos de cada canal de EEG se segmentaron en épocas de 3 segundos. Cada segmento se filtró utilizando un filtro de paso de banda Butterworth de quinto orden, con frecuencias de corte de 4-40 Hz y se aplica un filtro de muesca de 50 Hz para reducir el ruido de línea eléctrica. Posteriormente, se empleó el análisis de correlación canónica para la extracción de características.

El estudio reveló una precisión del 82.14% para los electrodos secos, y de 92.95% para los electrodos húmedos. Sin embargo, tres participantes no lograron completar la navegación usando electrodos secos, y seis participantes tuvieron dificultades en la navegación con estos electrodos.

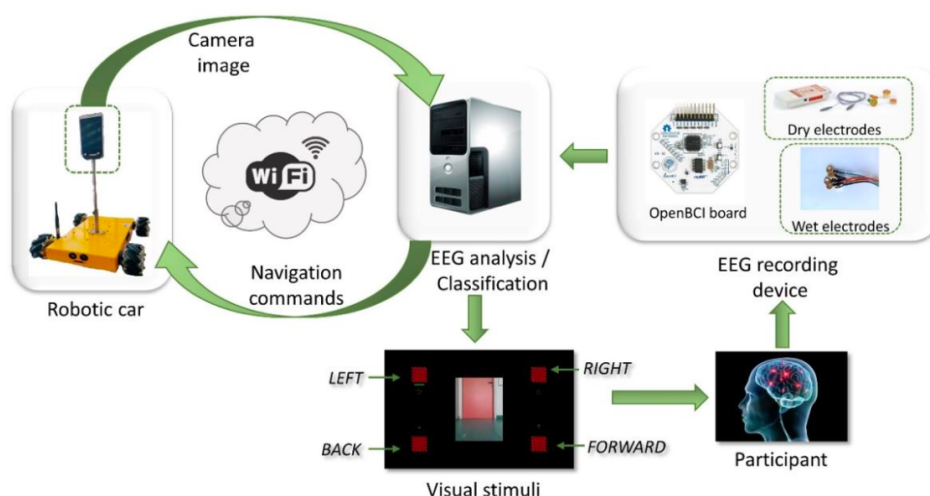


Figura 3-1. Módulos interconectados de los que constaba el estudio.

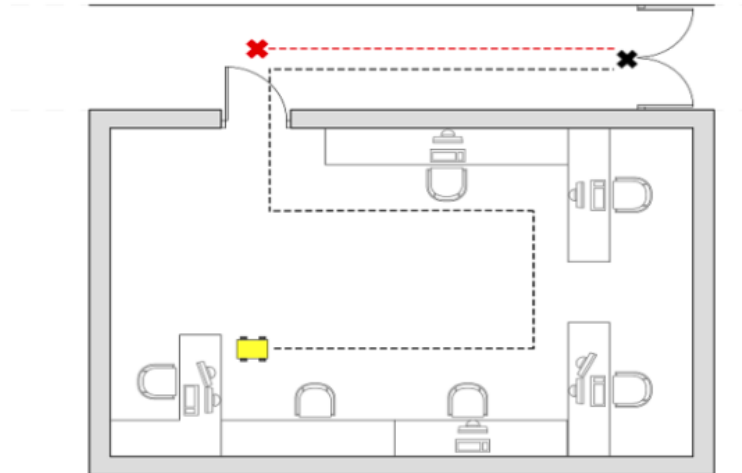


Figura 3-2. Ruta predefinida para la sesión de navegación en línea. Los sujetos debían conducir el coche siguiendo la ruta de la línea negra hasta la x negra, y después llegar a la x roja.

3.1.2 M. Spüler, “A high-speed brain-computer interface (BCI) using dry EEG electrodes” [28]

En este estudio se utilizó un sistema en el que se mostraban 32 estímulos objetivo en la pantalla de un ordenador modulados, con un código pseudoaleatorio, permitiendo al usuario seleccionar uno de esos 32 caracteres. En la figura 3-3 se muestra la matriz de esos 32 caracteres. Para la modulación de los estímulos, se utilizó el mismo código pseudoaleatorio para todos los estímulos, desplazado 2 bits para cada estímulo, lo que resultó en un desfase temporal de $t_s = 2/60 = 0.03s$ entre dos objetivos consecutivos. Si el usuario se centraba en un estímulo, los cambios de parpadeo basados en dicho código pseudoaleatorio evocaban un potencial observable en el EEG.

El EEG se registró a una frecuencia de muestreo de 600 Hz, aplicando un filtro de muesca a 50 Hz y un filtro paso-banda entre 0.50 Hz y 60 Hz. Se utilizaron 15 electrodos secos según el sistema 10-20. Para mitigar los niveles de ruido de los electrodos, se aplicó un filtro paso banda FIR con un rango de 1 Hz a 30 Hz.

Para la clasificación del c-VEP, se construyó un filtro espacial utilizando CCA y se construyó una plantilla promediando múltiples ensayos. Al ajustar la plantilla de acuerdo con el desfase temporal de los estímulos objetivo, se obtuvieron plantillas para todos los objetivos. Para detectar en qué objetivo se estaba enfocando el sujeto, se calculó la correlación de Pearson entre el EEG registrado y todas las plantillas, eligiéndose el objetivo con la correlación más alta.

El sistema se entrenó utilizando un proceso de calibración coadaptativo, en el que los participantes recibieron retroalimentación del sistema durante todo el proceso de calibración.

El estudio se realizó con 12 participantes, y para cada uno de ellos el experimento se dividió en 4 bloques, separados por breves descansos. Para evaluar el rendimiento se

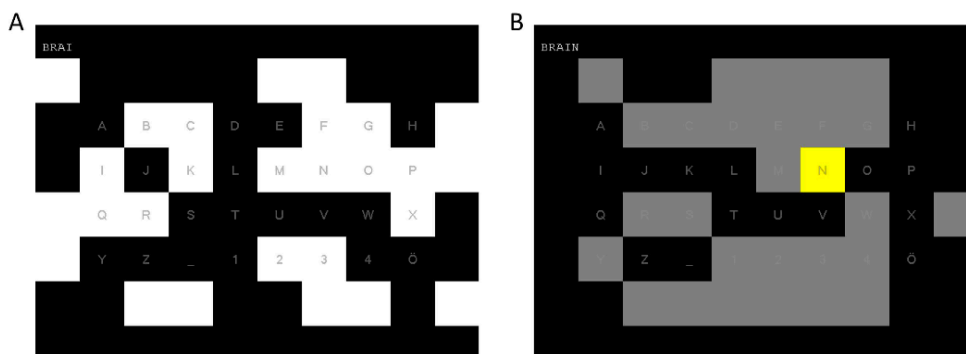


Figura 3-3. Matriz de 32 caracteres utilizada en el estudio de M.Spüler [28].

utilizaron como medidas la precisión (porcentaje de letras seleccionadas correctamente) y la tasa de bits (tasa de transferencia de información, ITR).

El BCI c-VEP con EEG, utilizando electrodos basados en gel, empleó una ventana de datos de 1.05 segundos para clasificar la intención del usuario. Sin embargo, se esperaba que estos datos pudieran no ser suficientes al usar el c-VEP con electrodos secos, debido a su menor relación señal/ruido (SNR). Por lo tanto, se implementó un método de promediado en el que se presentan múltiples ensayos (épocas) y la señal se promedia a lo largo de varias épocas antes de proceder a la clasificación. Además, se introdujo un método de parada dinámica que recopilaba épocas hasta que alcanzar un determinado criterio de parada. Después de cada época, se calculaba el promedio de las épocas recopiladas y los datos se clasifican correlacionándolos con las plantillas. Si una de las correlaciones era mayor que 0.4 la prueba se detenía y se seleccionaba el objetivo correspondiente.

El principal resultado del estudio fue que el sistema proporcionó una precisión promedio del 75.90% (parada dinámica), con una tasa de bits de 46.20 bits/minuto (8.76 palabras correctas por minuto). Se comprobó que la parada dinámica funcionó mejor con todas las métricas de rendimiento que la parada fija.

Para realizar la comparación con el estudio basado en gel se comparan los resultados con un estudio en el que participaron 9 sujetos con 32 electrodos a base de gel. Dado que los métodos usados son diferentes, se hizo una comparación fuera de línea con los datos del EEG basados en gel usando solo 15 electrodos con el mismo método que para los electrodos secos. Comparando los resultados, se observó que los datos con electrodos húmedos fueron superiores, con un porcentaje de precisión del 83.69% y una media de 20.70 palabras por minuto.

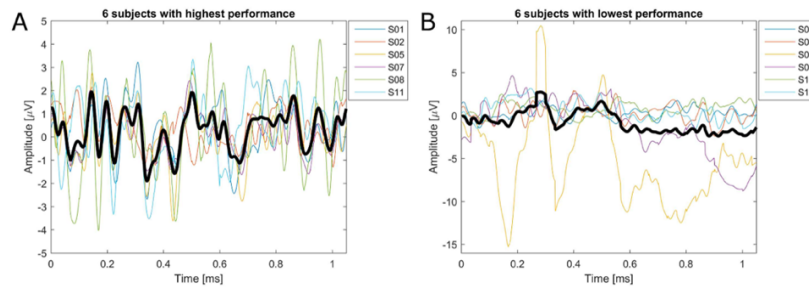


Figura 3-4. Forma de onda media de c-VEP del electrodo individual donde el c-VEP era más intenso. La media de los sujetos se muestra con línea negra, y sujetos individuales en líneas de color. A: sujetos con rendimiento más alto. B: sujetos con rendimiento más bajo.

A continuación, se presenta una tabla que recoge los resultados obtenidos en los dos estudios, permitiendo una comparación detallada de los mismos.

Tabla 3-1. Comparativas de estudios anteriores.

Estudio	Nº de sujetos	Tipo de electrodos	Precisión (%)	ITR (bit/min)
M. Samara <i>et al.</i> (2022) [27]	23	Secos	82,14	23,00
		Húmedos	92,95	67,00
M. Spüler <i>et al.</i> (2017) [28]	12	Secos	75,90	46,20
	9	Húmedos	83,69	144,00

3.2 Estudios basados en un enfoque longitudinal

Los estudios longitudinales en el ámbito de los BCI son esenciales para evaluar la viabilidad y eficacia sostenida de estos sistemas en aplicaciones a largo plazo. Estos estudios permiten observar la evolución del rendimiento y la adaptabilidad del usuario al sistema BCI con el tiempo.

El entrenamiento en BCI implica la calibración y adaptación del sistema a las señales específicas de cada usuario, proceso que puede variar en duración y efectividad entre individuos. Un aspecto crítico de los estudios longitudinales es la capacidad del sistema para mantener un rendimiento estable y adaptarse a los cambios en las señales EEG del usuario con el tiempo. Esto es crucial para la viabilidad de las aplicaciones prácticas de BCI.

Este capítulo revisa la metodología empleada en estudios longitudinales en BCI, destacando la importancia de mantener la estabilidad del rendimiento y la adaptabilidad del sistema a lo largo del tiempo para asegurar su utilidad en aplicaciones reales.

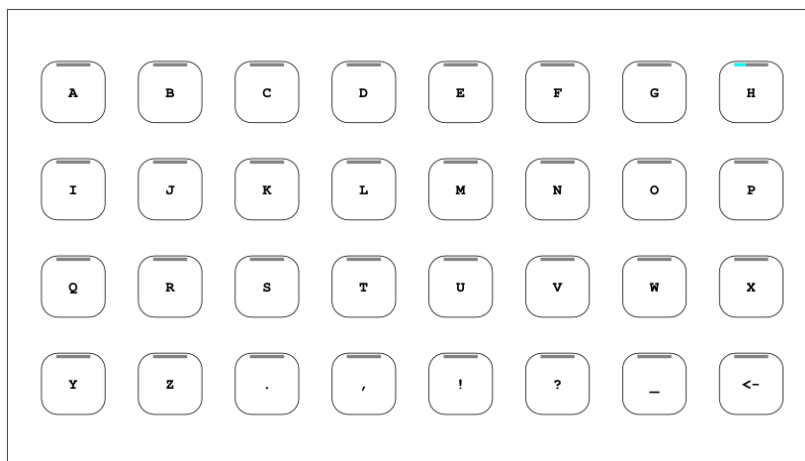


Figura 3-5. Matriz de comandos utilizada en el estudio.

3.2.1 F. Gemblar, P. Stawicki, A. Rezeika, M. Benda, and I. Volosyak, “Exploring Session-to-Session Transfer for Brain-Computer Interfaces based on Code-Modulated Visual Evoked Potentials” [29]

Para llevar a cabo un estudio longitudinal en este trabajo, se realizaron dos sesiones. En la primera sesión, se llevaron a cabo ensayos de calibración y entrenamiento del modelo, además de su uso en modo en línea. En la segunda sesión, el sistema se utilizó directamente en modalidad en línea, empleando el modelo calibrado en la primera sesión, sin necesidad de un nuevo entrenamiento. El estudio incluyó dos experimentos de deletreo en línea, realizados con un intervalo de 7 a 16 días entre ellos, involucrando a 10 participantes. Se utilizó un deletreador compuesto por 32 caracteres: 26 letras, 4 signos de puntuación, un guion bajo y una opción de corrección (figura 3-5). Para el patrón de parpadeo, se emplearon $K=32$ m-secuencias de 63 bits desplazadas circularmente.

Durante la primera sesión, dedicada al entrenamiento, cada objetivo se fijó 6 veces, acumulando un total de 192 trials. El entrenamiento se estructuró en seis bloques de 32 ensayos cada uno. Cada ensayo tuvo una duración de 2.10 segundos, con un intervalo de 1 segundo entre ensayos. Un marco verde señalaba al usuario el objetivo en el que debía concentrarse. Los ensayos grabados en esta fase se utilizaron para generar plantillas para los experimentos en línea de la primera y segunda sesión.

En la fase de prueba, los participantes debían deletrear la frase “PACK MY BOX WITH FIVE DOZEN LIQUOR JUGS”. El rendimiento de cada participante en ambas sesiones se evaluó mediante la precisión de clasificación y la tasa de transferencia de información (ITR), tanto en modalidad online como offline. En la figura 3-6 se presentan los resultados del análisis offline, los cuales indican que el entrenamiento en cada sesión condujo a mayores precisiones. Todos los participantes, excepto uno (S4), lograron una mayor precisión en la primera sesión. Los resultados del análisis online se detallan en la tabla 3-2, donde se observa que en la primera sesión todos los participantes completaron la tarea, mientras que en la segunda sesión, 8 de los 10 participantes lograron completarla.

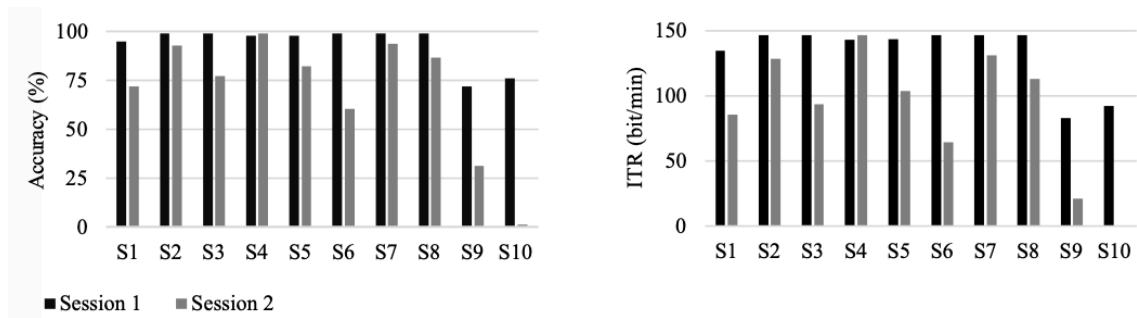


Figura 3-6. Resultados de precisión e ITR en el estudio offline a lo largo de las dos sesiones.

Tabla 3-2. Resultados en línea del estudio.

#	ΔT (days)	Accuracy (%)		Time (s)		ITR (bit/min)	
		Ssn 1	Ssn 2	Ssn 1	Ssn 2	Ssn 1	Ssn 2
S1	15	97.6	100.0	104.3	90.0	111.2	130.0
S2	14	97.6	100.0	92.9	80.6	124.8	145.3
S3	15	97.6	97.6	94.9	111.0	122.2	104.5
S4	15	100.0	97.6	197.4	132.3	59.3	87.7
S5	14	100.0	97.6	90.8	187.7	128.9	61.8
S6	13	97.6	95.4	104.1	191.1	111.4	60.7
S7	10	97.6	95.4	98.8	170.4	117.4	68.1
S8	16	100.0	93.3	90.9	418.7	128.8	27.8
S9*	7	97.6	-	204.4	-	56.7	-
S10*	15	100.0	-	81.8	-	143.0	-
SD	1.9	1.3	2.3	36.0	108.1	22.8	39.1
Mean	14.4	98.5	97.1	109.2	172.7	113.0	85.7

* Subjects 9 and 10 were excluded from the calculation of means, since they did not complete the pangram in session (Ssn) 2.

El estudio demostró que, para la mayoría de los participantes, fue posible controlar el BCI c-VEP utilizando los datos de una sesión anterior, lo que sugiere que no es necesario recalibrar el sistema en cada sesión. Ocho de los diez participantes lograron resultados comparables en la segunda sesión sin necesidad de un nuevo entrenamiento, alcanzando una precisión media del 97.1%. Sin embargo, dos participantes no pudieron controlar el sistema con las plantillas de la sesión anterior, lo que indica que en algunos casos podría ser necesario un recalibrado. En general, los resultados sugieren que el BCI basado en c-VEP puede ser utilizado en sesiones posteriores sin la necesidad de entrenamientos adicionales, lo cual reduce significativamente el tiempo de preparación y mejora la practicidad del sistema para uso continuo.

A continuación, se presenta una tabla que recoge los resultados obtenidos de este estudio.

Tabla 3-3. Resultados del estudio.

Estudio	Nº de sujetos	Primera sesión		Segunda sesión (entre 7 y 16 días después)	
		Precisión (%)	ITR (bit/min)	Precisión (%)	ITR (bit/min)
Gemler <i>et al.</i> (2020) [29]	10	98.50	113.00	97.10	85.70

CAPÍTULO 4. DISEÑO Y DESARROLLO DEL SISTEMA BCI

En este capítulo se desarrolla el proceso llevado a cabo para evaluar el rendimiento del sistema BCI basado en c-VEP de manera longitudinal y en función de las características de registro. En primer lugar, se expondrán los materiales y equipos utilizados para ello. A continuación, se explicará en detalle la plataforma MEDUSA©, incluyendo su arquitectura y funcionamiento. Finalmente, se abordará la aplicación c-VEP Keyboard, la cual es la empleada para alcanzar los objetivos de este TFG.

4.1 Materiales y equipos utilizados

Para la adquisición de la señal de EEG, se han utilizado dos equipos de electroencefalografía: el Enobio 8 de Neuroelectrics y el g.USBamp de g.Tec.

- **Enobio 8 de Neuroelectrics.**

El equipo de Neuroelectrics, mostrado en la figura 4-1, es un dispositivo avanzado de registro EEG diseñado para aplicaciones tanto de investigación como clínicas. Este sistema inalámbrico de EEG dispone de 8 canales, ofreciendo una solución integral para la monitorización de la actividad cerebral. Este dispositivo es compatible con diversos tipos de electrodos, incluyendo electrodos secos y húmedos, lo que proporciona una gran versatilidad y adaptabilidad a diferentes necesidades experimentales. La conectividad inalámbrica del sistema permite la libertad de movimiento del sujeto durante los experimentos, mejorando así la comodidad y la naturalidad de las condiciones de prueba.

Por lo tanto, este equipo ofrece la flexibilidad necesaria para alternar entre ambos tipos de electrodos, permitiendo una comparación exhaustiva de su rendimiento.

El sistema de este equipo consta de los siguientes componentes:

- **Necbox:** se trata del componente central del sistema Enobio de Neuroelectrics. Actúa como la unidad de control y procesamiento de datos EEG, gestionando la recolección y transmisión de las señales cerebrales registradas. Opera con una batería recargable, lo que proporciona movilidad y facilidad de uso en diversos entornos clínicos y de investigación. La conectividad inalámbrica del Necbox mediante el software Neurolectrics Instrument Controller (NIC), permite la transmisión de datos en tiempo real.
- **Electrodos pasivos secos:** este tipo de electrodos no requiere ningún tipo de preparación especial ni aplicación de gel conductor, lo que facilita su uso y reduce el tiempo de preparación en comparación con los electrodos húmedos.
- **Electrodos pasivos húmedos:** estos electrodos necesitan la aplicación de un gel conductor que asegura una baja impedancia y una mejor calidad de la señal EEG. La preparación de estos electrodos, que implica la aplicación de gel en la



Figura 4-1. Sujeto S2 con equipo Enobio 8 de Neuroelectrics.

superficie de contacto del electrodo, puede incrementar ligeramente el tiempo de preparación en comparación con los electrodos secos. En nuestro caso, el gel conductor que hemos utilizado es el Gel Conductor Electro-Gel de Bionic, que se ve en la figura 4-4.

- **Earclip:** se trata de un electrodo de referencia dual, donde un disco de metal es la referencia (con respecto a la cual se mide la diferencia de voltaje de cada electrodo), mientras que el otro actúa como tierra. Se coloca en el lóbulo de la oreja y se recomienda la aplicación de gel conductor. Esta pinza se puede ver también en la figura 4-4, junto al gel.
- **Plataforma NIC:** se trata de una herramienta de software que facilita el control y gestión de dispositivos EEG como el sistema Enobio. NIC permite la configuración y calibración de los electrodos, la selección de canales, y la configuración de parámetros de grabación. Proporciona monitoreo en tiempo real y herramientas para la detección de artefactos y la mejora de la calidad de las señales. En la figura 4-3 se puede ver la interfaz de esta plataforma.

Las señales EEG captadas por los electrodos del casco se transmiten al Necbox, que las digitaliza y envía al ordenador mediante conexión USB o WiFi. La plataforma NIC recibe estas señales y las muestra en tiempo real. Posteriormente, las señales procesadas en NIC se transmiten a la plataforma MEDUSA®, de la cual hablaremos más adelante, mediante el protocolo LSL (Lab Streaming Layer).

- **g.USBamp de g.Tec.**

Para utilizar este equipo se emplea el amplificador g.USBamp, desarrollado por la empresa g.Tec. A diferencia de otros sistemas inalámbricos, este equipo está cableado, lo que permite evitar las latencias asociadas a las conexiones por Wi-Fi, ofreciendo una

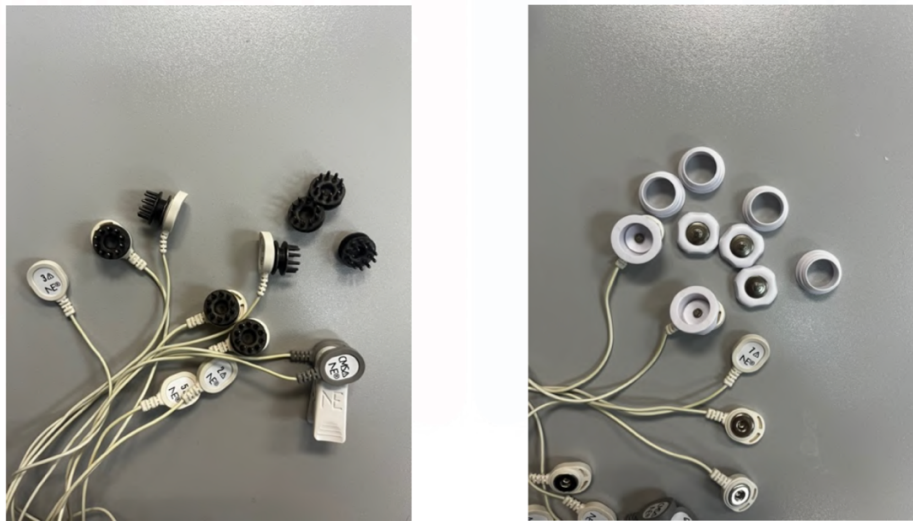


Figura 4-2. Electrodo secos (izquierda) y electrodo húmedos (derecha) utilizados en el estudio con el equipo Enobio 8.



Figura 4-3. Interfaz de la plataforma NIC.

transmisión de datos más rápida y fiable. Además, utiliza electrodos activos, los cuales cuentan con un pequeño preamplificador en cada electrodo para reducir el ruido que puede introducirse a través de los cables, mejorando así la calidad de la señal.

El procedimiento de colocación de los electrodos es el mismo que el empleado con el equipo de Neuroelectrics, salvo que el electrodo de referencia en este equipo se ha colocado en la nasión y es un electrodo individual, no una pinza. En la figura 4-4, a la izquierda, se puede dicho equipo.

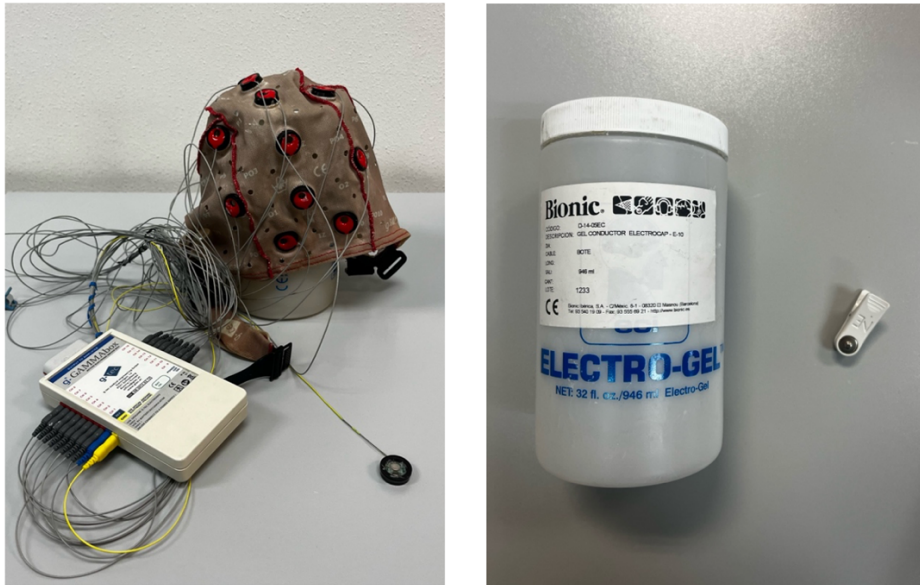


Figura 4-4. A la izquierda, equipo g.USBamp , a la derecha Electro-Gel de Bionic y pinza de referencia.

4.2 Plataforma MEDUSA©

La plataforma MEDUSA© (<https://www.medusabci.com>), se trata de una innovadora herramienta de software desarrollada por el Grupo de Ingeniería Biomédica (GIB) de la Universidad de Valladolid, diseñada para la implementación de sistemas BCI. Utilizando el lenguaje de programación Python, esta plataforma facilita el desarrollo y la investigación en BCI, destacándose por su diseño modular, versatilidad y capacidad para ser fácilmente extendida con sus métodos y paradigmas [30].

Componentes de MEDUSA©:

- **MEDUSA Kernel:** es un paquete independiente PyPI de Python que integra métodos avanzados para el análisis de señales cerebrales, incluyendo procesamiento de señales, aprendizaje automático y profundo, y análisis de alto nivel. Esta librería permite manejar diversas bioseñales como EEG y MEG, y crear tuberías de procesamiento independientes. MEDUSA Kernel ofrece soporte para una variedad de paradigmas BCI, tales como c-VEP, P300, Neurofeedback e imaginación motora (MI) [30].
- **MEDUSA Platform:** es una aplicación de escritorio programada en Python que ofrece funcionalidades de alto nivel para realizar experimentos. Incluye una interfaz gráfica de usuario moderna, funciones avanzadas de adquisición de señales y gráficos en tiempo real. La plataforma permite la instalación y creación de aplicaciones [30].

MEDUSA se diseñó siguiendo los siguientes principios clave:

- **Modularidad:** los componentes de MEDUSA están organizados en niveles de abstracción conectados por protocolos de comunicación simples. Esto permite

arreglar o actualizar funcionalidades rápidamente sin interferir con el resto del sistema.

- **Flexibilidad:** está diseñado como una herramienta de investigación que permite probar nuevos métodos de procesamiento de señales y paradigmas de retroalimentación. Incluye una documentación extensa y ejemplos para facilitar la creación de nuevas aplicaciones.
- **Escalabilidad:** el software está diseñado para actualizar sus capacidades con el tiempo sin modificar partes de código no relacionadas, permitiendo mantener el ritmo con los últimos desarrollos en el campo de BCI.

4.2.1 Procesamiento de señales:

El procesamiento de señales es una parte fundamental en el desarrollo y la implementación de sistemas BCI, ya que permite la extracción de información significativa de las bioseñales obtenidas. En el contexto de MEDUSA, el procesamiento de señales abarca varias etapas cruciales que garantizan la calidad y la utilidad de los datos para las aplicaciones BCI. A continuación, se detallan los componentes principales involucrados en el procesamiento de señales dentro de esta plataforma:

- **Adquisición de señales:** este módulo se encarga de recibir las señales de EEG. Es compatible con cualquier sistema de adquisición de señales soportado con el protocolo LSL, incluyendo la posibilidad de registrar múltiples señales simultáneamente.
- **Preprocesado de la señal:** mejora la calidad de la señal EEG eliminando ruido y artefactos, y seleccionando bandas de frecuencia de interés mediante filtros espaciales y frecuenciales.
- **Extracción y selección de características:** Implementa métodos para extraer y seleccionar las características más significativas de la señal EEG, utilizando algoritmos avanzados como submuestreo y métodos tipo wrapper.
- **Clasificación y paradigmas de estimulación:** Utiliza algoritmos como el Regularized Linear Discriminant Analysis (RLDA) para identificar la presencia de P300 en la señal y generar comandos para la aplicación controlada mediante el paradigma Row Column Paradigm (RCP) [30].

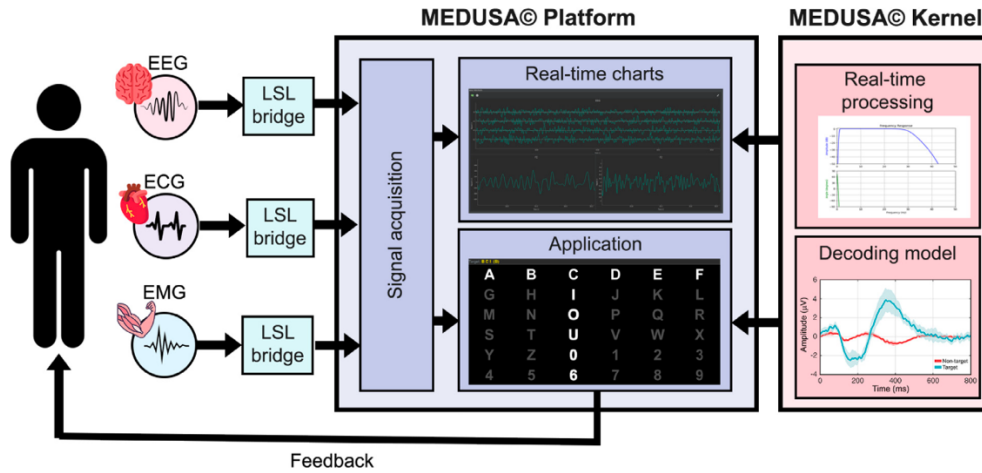


Figura 4-5. Visión general de la plataforma MEDUSA©. Las señales EEG, ECG y EMG se adquieren mediante el protocolo LSL y se visualizan en tiempo real o en aplicaciones BCI. En este ejemplo, se representa una aplicación con el paradigma de fila-columna (RCP), y el Kernel se utiliza para procesar señales y detectar ERP en tiempo real.

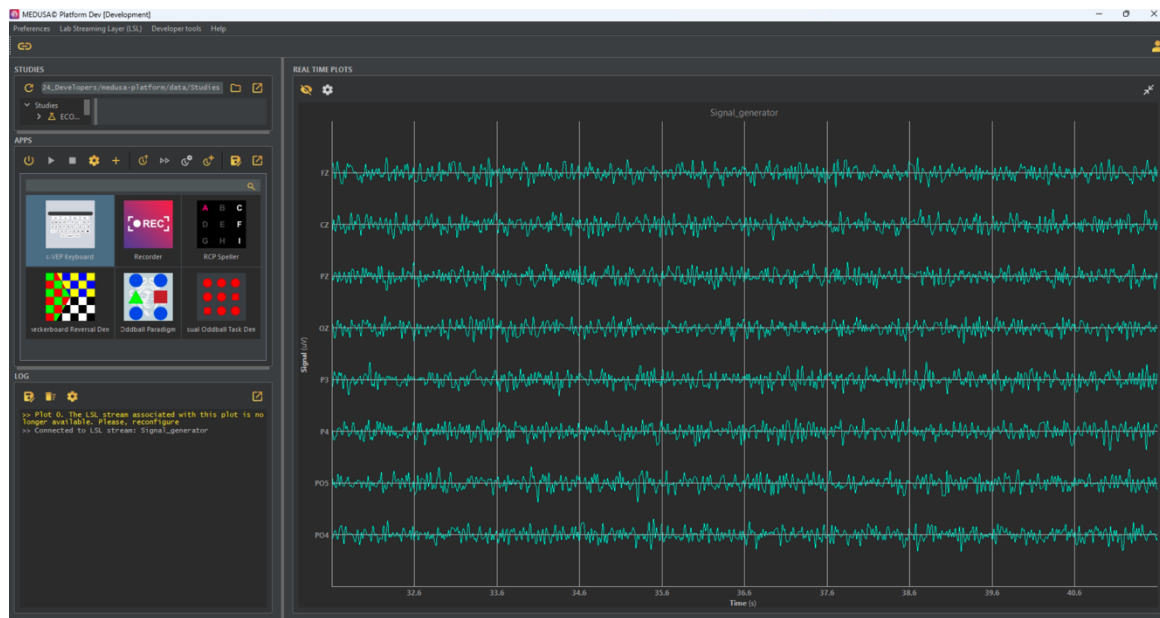


Figura 4-6. Interfaz principal de la plataforma MEDUSA©.

4.3 Aplicación c-VEP Keyboard

Dado que en este estudio se utiliza la aplicación c-VEP Keyboard, a continuación se explicarán sus componentes y configuraciones. La interfaz principal de la aplicación es el teclado, que se muestra en la figura 4-7.

Para acceder a la aplicación, se puede observar en la figura 4-6, a la izquierda, una lista con todas las aplicaciones descargadas. Se debe seleccionar esta aplicación, y una vez seleccionada, es necesario configurar los parámetros correspondientes. Para ello, se debe hacer clic en el icono de la rueda amarilla, lo que desplegará las pestañas de configuración que se ven en la figura 4-8.



Figura 4-7. Matriz de comandos de la aplicación c-VEP Keyboard presentada a los sujetos.

4.3.1 Configuración de parámetros

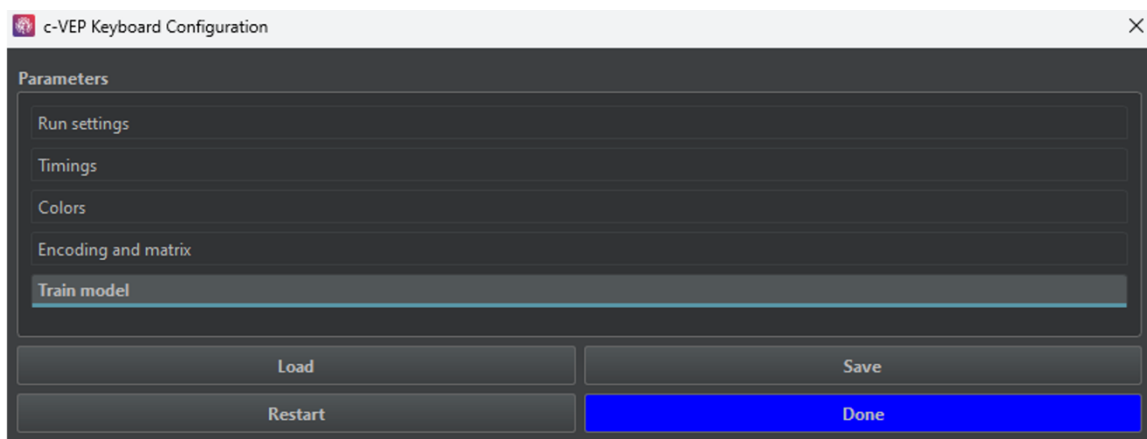


Figura 4-8. Pestañas de configuración de parámetros y botones de acción de la aplicación c-VEP Keyboard.

Consta de 5 pestañas para configurar, run settings, timings, colors, encoding and matrix y train model, las cuales se explican más adelante, y los 4 botones de acción siguientes:

- **Load:** para cargar configuraciones previamente guardadas.
- **Restart:** para reiniciar el sistema con las configuraciones por defecto.
- **Save:** para guardar las configuraciones actuales para su uso futuro.
- **Done:** para confirmar que se han terminado de ajustar las configuraciones.

4.3.1.1 Pestaña “Run settings”

Esta pestaña, la cual se ve en la figura 4-9, permite configurar y controlar los parámetros esenciales para la ejecución de la aplicación. Los parámetros para configurar son los siguientes:

- **User:** el nombre del usuario actual que está utilizando el sistema.
- **Session:** indica el tipo de sesión, que aquí es “train” (entrenamiento).
- **Run:** número de la ejecución actual.

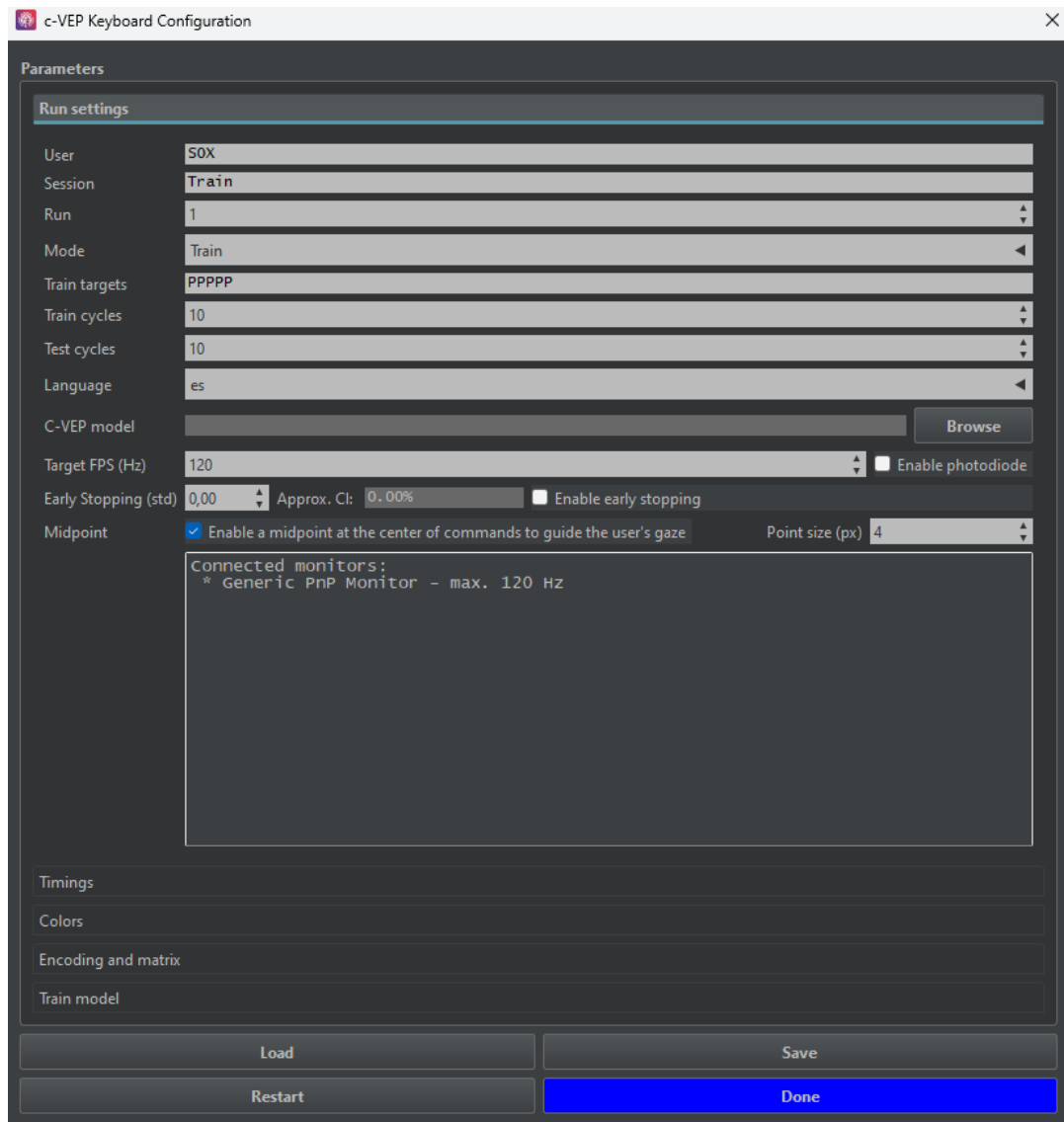


Figura 4-9. Pestaña “Run settings” de la aplicación c-VEP Keyboard para la configuración de parámetros.

- **Mode:** modo de operación del sistema, en este caso está seleccionado train, pero también puede ser online, para realizar la fase de test.
- **Train Targets:** comandos específicos en los que debe fijarse el usuario para realizar el entrenamiento.
- **Train cycles:** número de ciclos de entrenamiento.
- **Test cycles:** número de ciclos de test.
- **Language:** idioma del sistema, que permite inglés y español.
- **C-VEP model:** permite cargar el modelo de entrenamiento creado, para llevar a cabo la fase de test.
- **Target FPS (Hz):** se refiere a la frecuencia de actualización del monitor, que depende de las características de la pantalla. En este caso, la frecuencia es de 120 Hz, aunque en la mayoría de los monitores convencionales suele ser de 60 Hz.
- **Early Stopping (std):** parámetros para la parada temprana, que incluye el criterio de desviación estándar (std) y un intervalo de confianza aproximado (Aprox. Cl).

- **Enable photodiode:** opción para habilitar el uso de un fotodiodo, lo cual es útil para comprobar si los estímulos se están mostrando exactamente a la frecuencia de refresco del monitor deseada.
- **Midpoint:** opción que permite habilitar un punto medio en el centro de los comandos para guiar la mirada del usuario.
- **Point size (px):** tamaño del punto medio en píxeles.

4.3.1.2 Pestaña “Timings”

En esta pestaña se configuran los tiempos relacionados con las diferentes fases de ejecución de los estímulos visuales. Los parámetros configurables son los siguientes:

- **Pre-run duration (s):** especifica el tiempo de espera antes de que comience la ejecución de los estímulos visuales.
- **Idle duration (s):** define el tiempo de inactividad entre ciclos de estímulos.
- **Post-run duration (s):** determina el tiempo de espera después de que todos los estímulos hayan sido presentados antes de que el sistema se detenga.

4.3.1.3 Pestaña “Colors”

Esta pestaña permite personalizar los colores utilizados en la interfaz gráfica del sistema. Los parámetros ajustables son los siguientes:

- **Sequence events:** se configuran los colores de las cajas que representan los valores binarios 0 y 1, así como los colores del texto dentro de las cajas. Un contraste adecuado asegura la legibilidad del texto.
- **General:** se establece el color de fondo de la interfaz, los colores para resaltar los objetivos y resultados y el color del punto de fijación central.
- **FPS monitoring:** se configuran los colores que indican el rendimiento del sistema en términos de frecuencia de refresco.

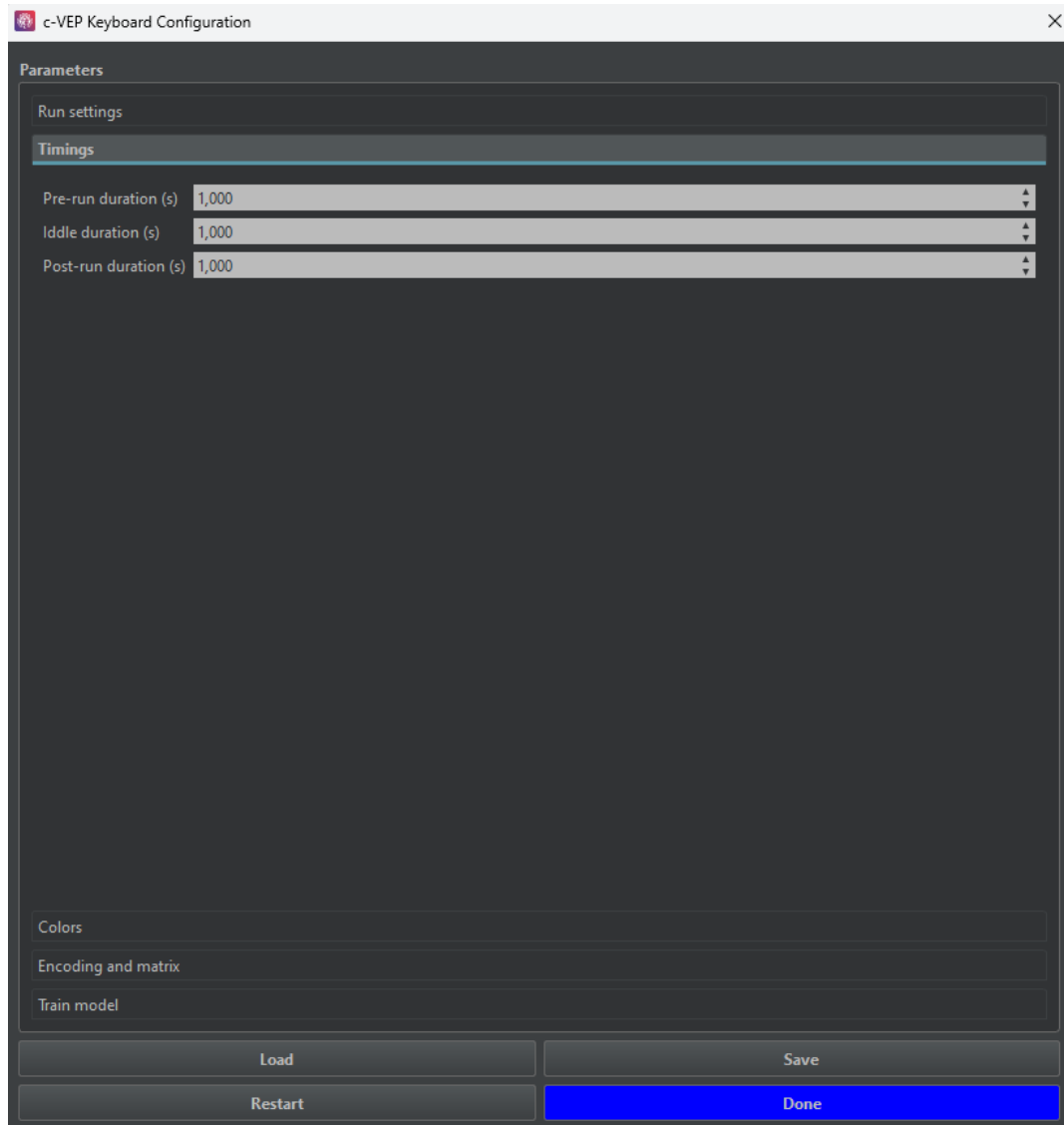


Figura 4-10. Pestaña "Timings" de la aplicación c-VEP Keyboard para la configuración de parámetros.

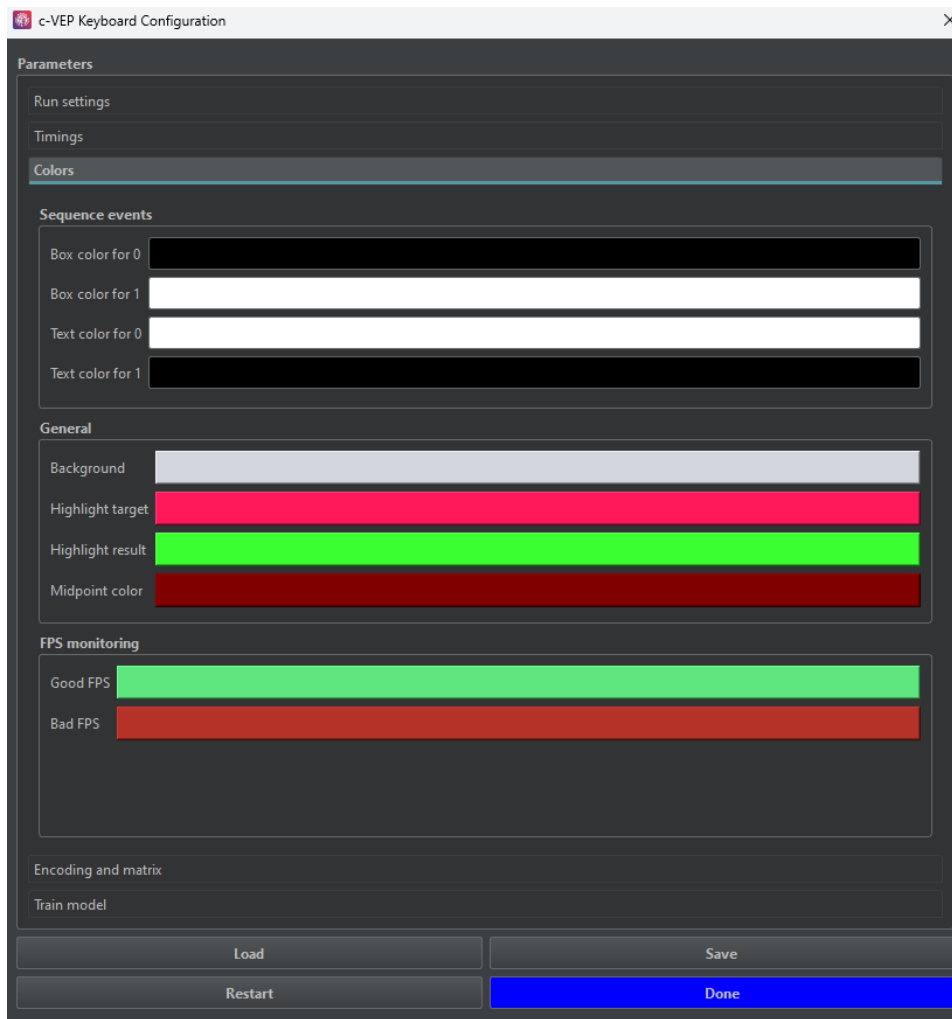


Figura 4-11. Pestaña “Colors” de la aplicación c-VEP Keyboard para la configuración de parámetros.

4.3.1.4 Pestaña “Encoding and matrix”

Esta pestaña permite definir los parámetros necesarios para generar los estímulos visuales que se presentarán al sujeto. Los parámetros disponibles en esta sección son los siguientes:

- **Length (bits):** define la longitud de la secuencia binaria utilizada para los estímulos visuales.
- **Cycle duration (s):** especifica la duración de un ciclo completo de la secuencia en segundos.
- **LFSR params:** estos parámetros configuran el LFSR que se utiliza para generar la m-secuencia. Los subparámetros son:
 - Polynomial: define el polinomio generador para el LFSR.
 - Base: determina el número de eventos distintos que posee la m-secuencia.
 - Order: indica el orden del polinomio, lo que equivale a la longitud del estado del LFSR.
 - Seed: proporciona la semilla inicial para el LFSR.
- **Tau (lag in samples):** especifica el retardo en términos de muestras, creando un patrón único para cada comando.

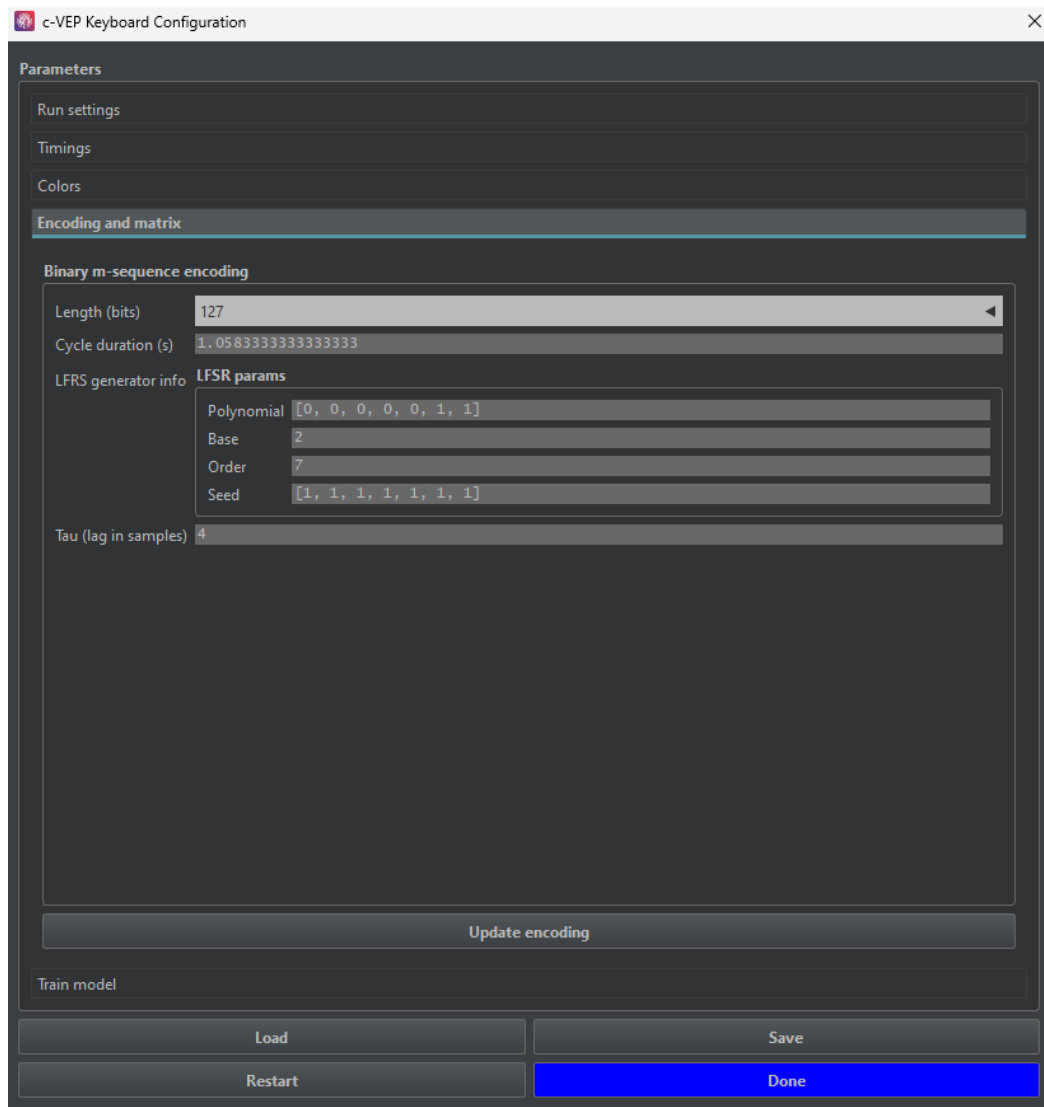


Figura 4-12. Pestaña “Encoding and matrix” de la aplicación c-VEP Keyboard para la configuración de parámetros.

Botón de acción Update encoding:

Cuando se selecciona el botón de acción Update encoding, nos aparece la pestaña que se muestra en la figura 4-13. Esta pestaña está dividida en varias secciones, cada una con una función específica en la configuración y validación de la codificación de los estímulos visuales.

- **Sección Lag Layout:**

En esta sección se muestra una disposición de los diferentes elementos de comando y sus respectivos retrasos (lag). Esta plantilla se corresponde con la matriz de comandos que se presentará al sujeto, un teclado, el cual se puede ver en la figura 4-7. Cada cuadro representa un comando con un identificador y un valor de lag asociado:

-

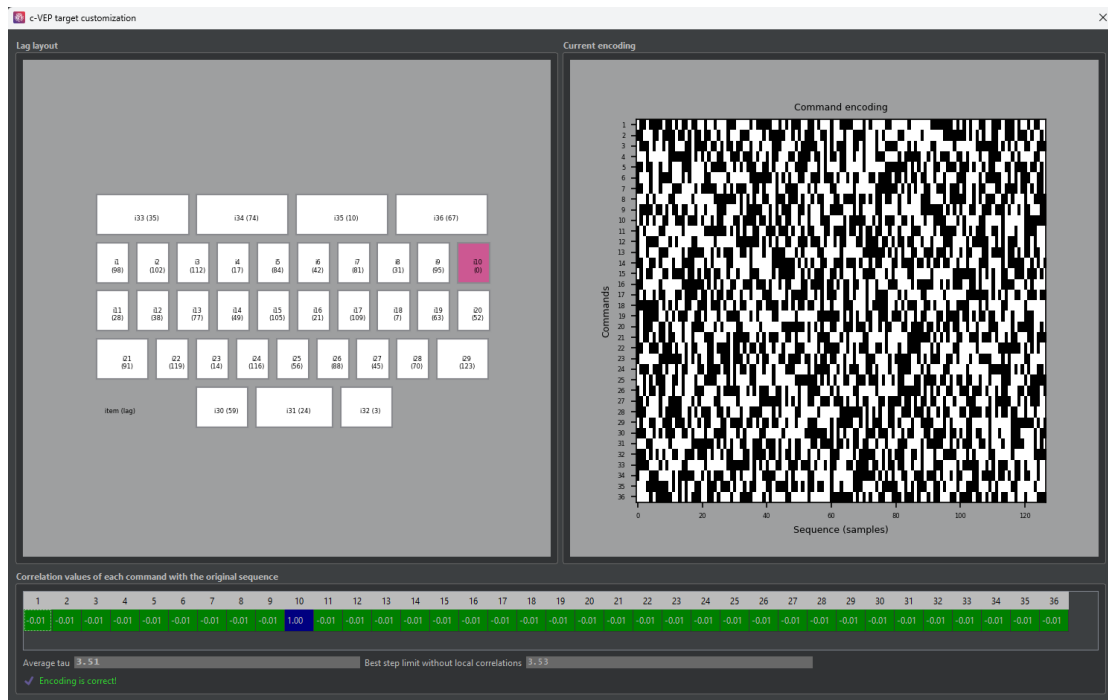


Figura 4-13. Configuración de codificación y correlación en la aplicación c-VEP Keyboard.

- **Identificadores:** cada elemento de comando está identificado con un identificador único, por ejemplo, 'i33 (35)', donde 'i33' es el identificador de comando y '35' es el valor del lag.
 - **Valores de lag:** los valores de lag asociados con cada comando se utilizan para ajustar el retardo en las muestras del estímulo visual.
- **Sección Current encoding:**

En esta sección se presenta una visualización gráfica de la codificación de los comandos en forma de una matriz binaria.

 - **Eje Y (Commands):** representa los diferentes comandos que pueden ser seleccionados por el usuario. Cada fila corresponde a un comando específico.
 - **Eje X (Sequence (Samples)):** representa las muestras de la secuencia. Cada columna corresponde a una muestra en el tiempo.

La matriz muestra la secuencia binaria utilizada para codificar cada comando, donde los colores (negro y blanco) indican los valores binarios (0 y 1).

- **Sección correlation values of each command with the original sequence:**

En esta sección se presenta una tabla de correlaciones que muestra los valores de correlación entre cada comando y la secuencia original. Los detalles específicos son:

 - **Valores de correlación:** los valores numéricos representan la correlación entre la secuencia generada para cada comando y la secuencia original. Un valor de '1.00' indica una correlación perfecta, mientras que valores cercanos a '0.00' indican baja o nula correlación.

- Average tau: se trata del valor promedio de retardo (tau) aplicado a todas las secuencias de comandos. Esto proporciona una medida general de cuánto se han desplazado las secuencias respecto a la original.
- Best step limit without local correlations: se trata del máximo número de desplazamientos que se puede aplicar a las secuencias de comandos sin que haya correlaciones locales significativas entre ellas.

Indicadores y validación:

Encoding is correct!: se trata de un mensaje que indica si la codificación actual es correcta o no basada en las correlaciones y parámetros configurados.

4.3.1.5 Pestaña "Train model"

Esta pestaña permite ajustar parámetros para el preprocesamiento y clasificación de las señales. El objetivo principal de esta configuración es optimizar la calidad de las señales y mejorar la precisión en la detección de c-VEPs. A continuación, se describen las opciones disponibles:

- **Pre-processing:**
 - Band-pass IIRs: filtros IIR paso banda que permiten aislar las componentes frecuenciales de interés.
 - Cutoff 1: frecuencia de corte inferior del filtro.
 - Cutoff 2: frecuencia de corte superior del filtro.
 - Order: orden del filtro.
 - Type: tipo de filtro.
 - Notch filter: destinado a eliminar el ruido generado por la corriente eléctrica.
- **Classifier:** permite definir el tipo de clasificador.

La configuración permite seleccionar entre tres tipos de clasificadores:

 - Circular Shifting: utiliza un método de desplazamiento circular para alinear y comparar las señales EEG preprocesadas con los patrones de referencia. se emplea un procesamiento de referencia basado en CCA para optimizar la comparación entre las señales y los patrones de referencia.
 - BWR rLDA (Bilinear Weighted Regularized Linear Discriminant Analysis): este método de procesamiento se basa en el "bit-wise decoding", cuyo objetivo es predecir la secuencia de estimulación (ceros y unos) a partir de la respuesta del VEP del usuario, utilizando un clasificador rLDA. A diferencia de otros métodos, no se basa en el desplazamiento circular de templates.
 - BWR EEG-Inception: al igual que el método anterior, este clasificador se basa en el "bit-wise decoding" para predecir la secuencia de estimulación (ceros y unos) a partir de la respuesta del VEP del usuario. En este caso, emplea una red neuronal de deep learning basada en la arquitectura Inception, adaptada para señales EEG, con el objetivo de mejorar la precisión en la detección de c-VEPs.

Operación Train model: este botón inicia el proceso de entrenamiento del modelo utilizando las configuraciones establecidas. Permite cargar las runs de calibración realizadas y generar el modelo correspondiente.

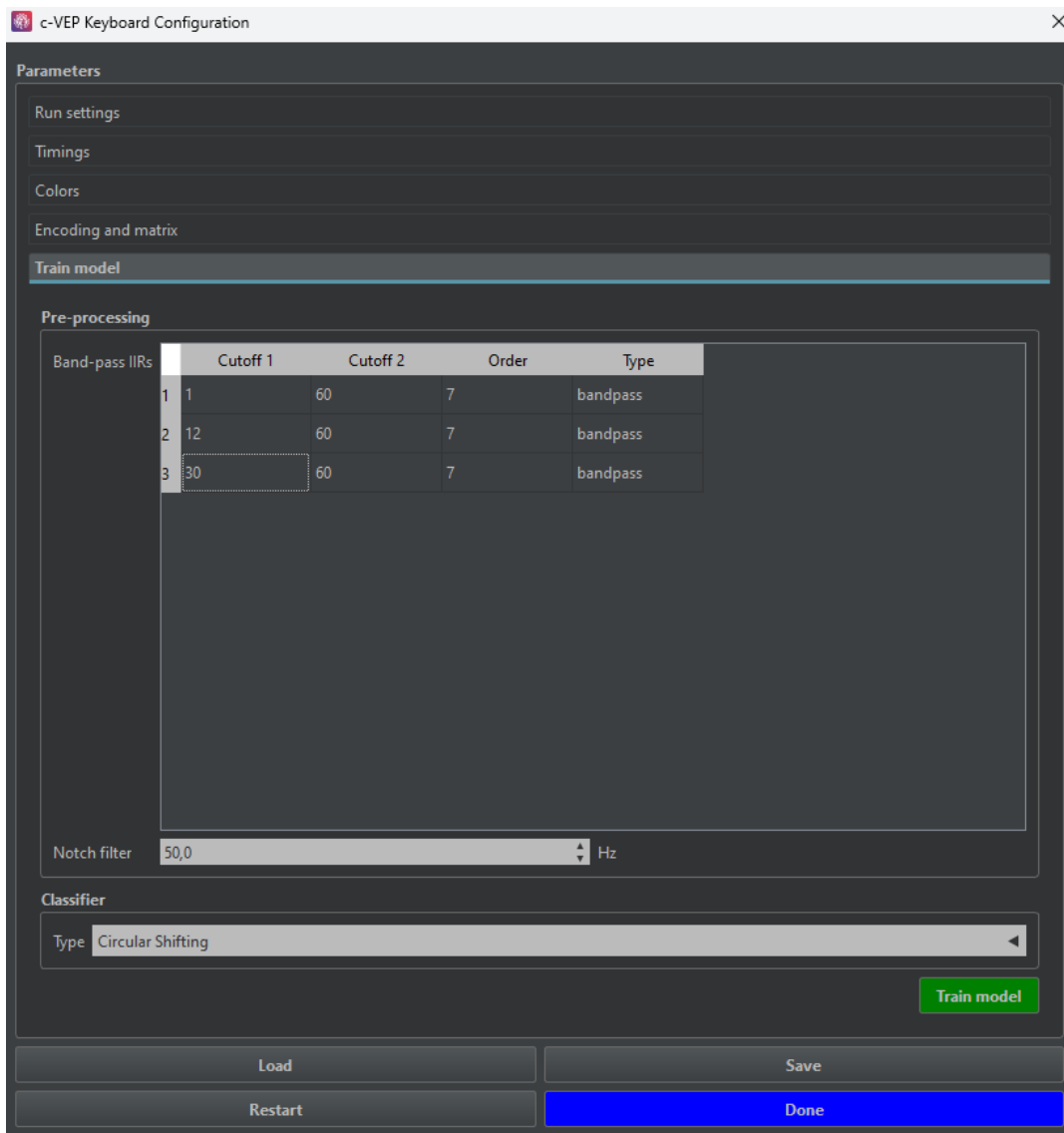


Figura 4-14. Pestaña "Train model" de la aplicación c-VEP Keyboard para la configuración de parámetros.

CAPÍTULO 5. PROTOCOLO DE EVALUACIÓN

En este capítulo se expondrán las tareas del protocolo de evaluación que se deben llevar a cabo para realizarlo, la población de estudio y las pruebas realizadas. Al final, se presentará un cuestionario de satisfacción presentado a los sujetos.

5.1 Población de estudio y procedimiento

Este estudio se ha realizado con 8 sujetos sanos, 7 mujeres y 1 hombre, con edades comprendidas entre 22 y 32 años (edad media: 24 años, desviación estándar: 3.42 años). En la tabla 5-1 se muestran las características de los sujetos.

Tabla 5-1. Datos de los participantes del estudio.

	Edad	Sexo	Experiencia en estudios BCI
S1	24	Mujer	No
S2	23	Mujer	No
S3	32	Hombre	Sí
S4	22	Mujer	No
S5	22	Mujer	Si
S6	23	Mujer	No
S7	22	Mujer	No
S8	22	Mujer	No

Para evaluar el rendimiento del sistema BCI se han llevado a cabo cuatro sesiones con cada sujeto en un intervalo de 1 mes, todas ellas con electrodos secos y húmedos. En la primera sesión, se realizó tanto una fase de entrenamiento como de test. Los datos obtenidos durante la fase de entrenamiento se emplearon como base para las sesiones siguientes, permitiendo así un análisis longitudinal del rendimiento. La segunda sesión se llevó a cabo una semana después de la primera, la tercera sesión dos semanas después, y la última tuvo lugar un mes después. Mas adelante, se explica en qué han consistido ambas sesiones, la de entrenamiento y la de test.

5.1.1 Montaje

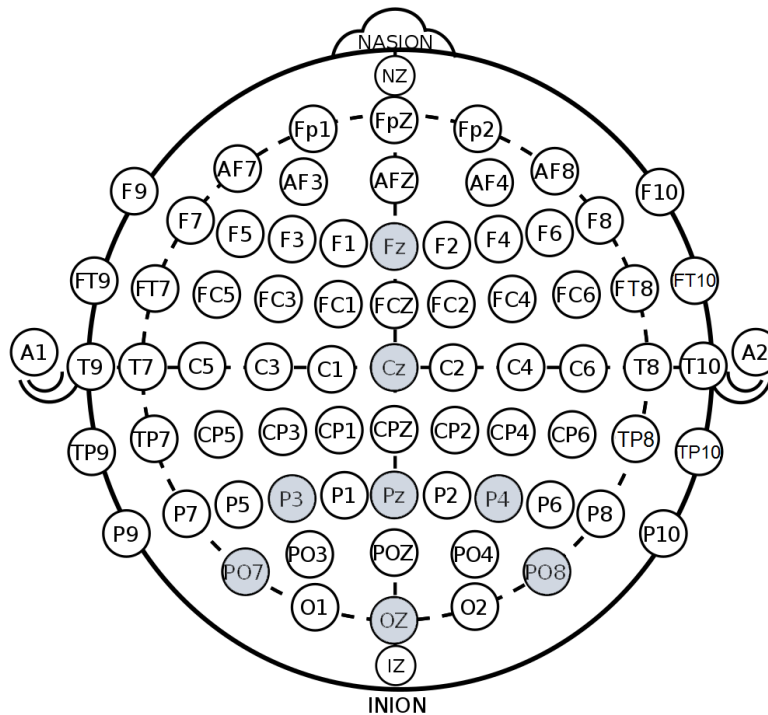


Figura 5-1. Posición de los electrodos para adquirir la señal de EEG.

Para adquirir la señal de EEG se emplea un casco equipado con 8 electrodos, posicionándolo sobre el cuero cabelludo del sujeto. Además, se coloca una pinza en el lóbulo derecho para su uso como referencia. La disposición de estos electrodos sigue el Sistema de Referencia 10-20 explicado en la sección 1.3. Los electrodos utilizados en este estudio son Fz, Cz, Pz, P3, P4, PO7, PO8 y Oz.

Para el caso de los electrodos secos basta con colocar los electrodos en las posiciones correspondientes. En cambio, con los electrodos húmedos es necesario añadir un gel conductor entre el cuero cabelludo y los electrodos para reducir la impedancia.

5.1.2 Fase de calibración

En esta fase únicamente se ilumina el comando de la letra P. Se ha elegido este comando porque está codificado con la m-secuencia original, sin retardo a la hora de generarse la secuencia de c-VEP. El usuario deberá mantener su mirada fija durante 5 trials de 10 ciclos/trial. Antes de comenzar la secuencia de iluminación, el comando se ilumina de color rosa durante aproximadamente 2 segundos señalando al sujeto que debe fijar su vista en ese punto.

Cada ciclo consta de una secuencia completa de iluminación de 127 bits, con una duración de $1,058\hat{3}$ segundos. Por lo tanto, dado que un trial comprende 10 ciclos, la duración total de cada trial será de $10,58\hat{3}$ segundos. Entre cada trial, para permitir que el sujeto descanse o parpadee, el comando se ilumina de color blanco durante 1 segundo, y nuevamente de color rosa unos segundos antes de iniciar el siguiente trial. Este procedimiento se repetirá cinco veces.

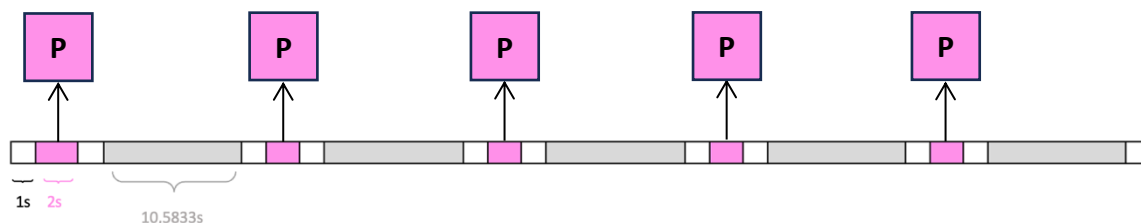


Figura 5-2. Tiempos de iluminación para los 5 trials de un train.



Figura 5-3. Iluminación de la letra P durante la fase de entrenamiento.

Como la duración de cada entrenamiento completo es de 1.10s, la duración aproximada de esta fase completa es de 5 minutos. Una vez completadas las cuatro series de 5 trials cada una, se procederá a la generación del modelo correspondiente.

En la figura 5-2 se muestra una representación de los tiempos de iluminación para los 5 trials, es decir, un entrenamiento completo.

5.1.3 Fase de test

Una vez realizada la fase de entrenamiento, se pasa a probar el funcionamiento de la aplicación. En esta fase los sujetos deben tratar de seleccionar varios comandos para comprobar si la aplicación es capaz de traducir las intenciones del sujeto, seleccionando los comandos objetivo por parte del sujeto. A diferencia del modo de entrenamiento, en este modo de funcionamiento cada comando se ilumina siguiendo su secuencia c-VEP generada. En el caso de este estudio, los sujetos debían ser capaces de escribir la frase “EXPLORA NUEVOS MUNDOS USANDO BCI”, la cual consta de 32 comandos.

Para realizar la selección, cada comando se iluminará durante 10 ciclos. Después, los resultados obtenidos se clasifican, y desde la aplicación MEDUSA© se envía la selección del comando, iluminándose éste en verde durante aproximadamente 2 segundos. Como en la fase de calibración, se realiza una pausa de aproximadamente un segundo para que el sujeto descanse.

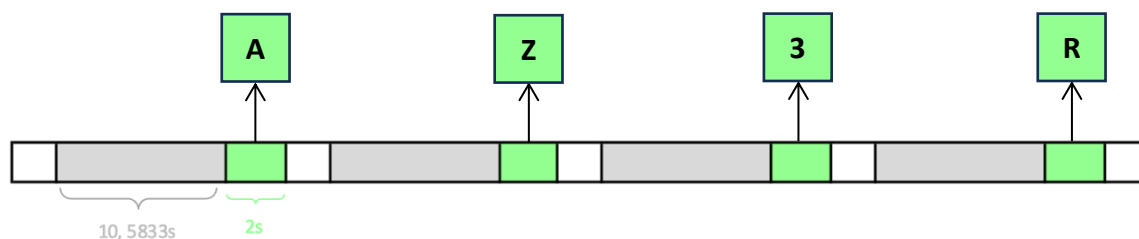


Figura 5-4. Tiempos de iluminación para la selección de un comando en la fase de test.

En la figura 5-4 se puede ver la como sería la secuencia de iluminación para la selección de 4 comandos.

En cuanto a los parámetros de aplicación utilizados, se ha configurado la pantalla a una frecuencia de 120 Hz. No se activó la opción de *early stopping*, ni se habilitó el uso del fotodiodo. Además, se activó la opción de *midpoint*, que coloca un punto en el centro de la pantalla, visible para los usuarios, con un tamaño de 4 píxeles.

5.2 Cuestionario de satisfacción

Al acabar cada sesión, se entregó a los participantes un pequeño cuestionario evaluando la comodidad de los electrodos y, al acabar todas las sesiones, se les entregó un cuestionario final de satisfacción para evaluar la comodidad y facilidad del programa utilizado, cuyas respuestas servirán para tener condiciones de mejora.

Las respuestas se valoran en una escala del 1 al 5, donde 1 significa muy en desacuerdo, y 5 significa completamente de acuerdo, conocido como escala Likert de 5 puntos. Además, al final del cuestionario hay un apartado en el que los participantes podían aportar una realimentación con alguna sugerencia.

A continuación, se muestra el cuestionario proporcionado a los sujetos después de cada sesión, y a continuación, el cuestionario final.

CUESTIONARIO DESPUÉS DE CADA SESIÓN

Evaluar del 1 al 5, donde 1 es “muy incómodo” y 5 es “muy cómodo”

1. Cómo calificaría la comodidad de los electrodos secos utilizados durante el estudio

1	2	3	4	5
---	---	---	---	---

2. Cómo calificaría la comodidad de los electrodos húmedos utilizados durante el estudio

1	2	3	4	5
---	---	---	---	---

CUESTIONARIO DE SATISFACCIÓN

1. El sistema es intuitivo y fácil de utilizar

1	2	3	4	5
Muy en desacuerdo				Totalmente de acuerdo

2. Dificultad para mantener la concentración durante la sesión

1	2	3	4	5
Muy en desacuerdo				Totalmente de acuerdo

3. En algún momento el sistema (plataforma MEDUSA©) no ha respondido correctamente a mis intenciones

1	2	3	4	5
Muy en desacuerdo				Totalmente de acuerdo

4. La duración de cada sesión ha sido demasiado larga

1	2	3	4	5
Muy en desacuerdo				Totalmente de acuerdo

5. Fatiga visual originada durante las sesiones

1	2	3	4	5
Muy en desacuerdo				Totalmente de acuerdo

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

1	2	3	4	5
Muy en desacuerdo				Totalmente de acuerdo

7. El sistema respondía correctamente a mis intenciones con los electrodos secos

1	2	3	4	5
Muy en desacuerdo				Totalmente de acuerdo

8. El sistema respondía correctamente a mis intenciones con los electrodos húmedos

1	2	3	4	5
Muy en desacuerdo				Totalmente de acuerdo

9. ¿Tienes alguna recomendación o sugerencia específica para mejorar la experiencia en futuras sesiones?

CAPÍTULO 6. RESULTADOS

En este capítulo se van a presentar los resultados obtenidos para los 8 sujetos, así como una media final de todos los sujetos. Para cada sujeto, se muestra la precisión obtenida (porcentaje de comandos seleccionados correctamente) y la ITR para los 3 casos de estudio: electrodos pasivos secos con equipo Enobio (Neuroelectrics), electrodos pasivos húmedos con equipo Enobio (Neuroelectric)s y electrodos activos húmedos con equipo g.USBamp (g.Tec). Como para cada sujeto con el equipo de Enobio se han realizado 4 sesiones de evaluación, se presentan los resultados obtenidos en cada sesión, y se calcula una media para plasmar mejor los resultados.

El estudio se ha realizado como se mencionó anteriormente con 10 ciclos de selección, no obstante, en los resultados se muestran también los resultados que se obtendrían con menos ciclos de selección (1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, y 9 ciclos), y conseguir una mayor rapidez a la hora de realizar la selección de comandos.

6.1 Parámetros

Para medir el funcionamiento de un sistema BCI los parámetros que vamos a utilizar son los siguientes:

- **Precisión:** parámetro que se mide en tanto por ciento (%). Es una medida de la exactitud con la que el sistema BCI es capaz de clasificar las señales cerebrales para realizar las acciones deseadas. Se trata de la proporción de comandos correctamente seleccionados respecto al número total de selecciones realizadas por el sujeto. Interesa que este parámetro sea alto, ya que una precisión alta significa que el sistema es capaz de interpretar correctamente las señales cerebrales y realizar correctamente las intenciones del usuario. Se calcula a partir de la siguiente fórmula:

$$Accuracy (\%) = \frac{Aciertos}{Trials\ realizados} \cdot 100 \quad \text{Ecuación 2}$$

- **ITR:** se trata de una medida de velocidad y eficiencia con la que un sistema BCI es capaz de transmitir información. Se mide en bits por minuto y representa la cantidad de bits que se transmiten por minuto. Se calcula a partir de la siguiente fórmula:

$$ITR = \left(\log_2 N + P \log_2 P + (1 - P) \log_2 \frac{1-P}{N-1} \right) \cdot 60/T \quad \text{Ecuación 3}$$

Donde:

- N es el número de comandos totales, que en nuestro caso serán 36.
- P es la precisión expresada en tanto por uno.
- T es el tiempo de selección por comando expresado en segundos.

- **Tiempo de selección por comando:** representa el tiempo promedio que tarda el sistema BCI en seleccionar correctamente un comando y se mide en segundos. Es interesante que este parámetro tenga un valor bajo, ya que así indica que el sistema es capaz de interpretar y ejecutar comandos rápidamente.

Para realizar un análisis offline variando el número de ciclos, se obtienen los siguientes tiempos de selección por comando.

Tabla 6-1. Tiempos de selección por comando para realizar análisis offline.

N.º ciclos	Tiempos de selección por comando (s/comando)
1	1.05
2	2.10
3	3.15
4	4.20
5	5.25
6	6.30
7	7.35
8	8.40
9	9.45
10	10.50

Para todos los sujetos se va a hallar la precisión e ITR para un número de ciclos del 1 al 10, para poder ver si es posible una reducción de este número de ciclos, y, por lo tanto, una reducción del tiempo de selección por comando. Esto se realiza mediante un estudio offline de las señales previamente grabadas con MEDUSA©.

6.2 Sujeto 1

6.2.1 Electrodo pasivos secos con Enobio

Para este tipo de electrodos, el primer sujeto obtuvo una precisión media de todas las sesiones de 11.72% tras 10 ciclos de selección, y una ITR media de 0.94 bits/min. En la siguiente tabla se recogen todos los resultados que se hubieran obtenido para un número inferior de ciclos por selección, así como los resultados para todas las sesiones realizadas (sesión 1, sesión 2, sesión 3 y sesión 4).

Tabla 6-2. Resultados de precisión e ITR para el sujeto 1 con electrodos pasivos secos variando el número de ciclos.

N.º ciclos por selección	Precisión (%)					ITR (bit/min)				
	S1	S2	S3	S4	Media	S1	S2	S3	S4	Media
1	9.38	3.12	0.00	9.38	5.47	4.16	0.017	0.00	4.16	2.08
2	9.38	3.12	0.00	6.25	4.69	2.08	0.009	0.00	0.68	0.69
3	12.50	6.25	3.12	9.38	7.81	2.63	0.456	0.006	1.39	1.12
4	12.50	0.00	3.12	9.38	6.25	1.97	0.00	0.004	1.04	0.75
5	16.62	0.00	3.12	6.25	6.50	2.79	0.00	0.003	0.27	0.77
6	6.25	12.50	0.00	9.38	7.03	0.23	1.32	0.00	0.70	0.56
7	9.38	6.25	3.12	15.62	8.59	0.59	0.20	0.002	1.77	0.64
8	12.50	9.38	0.00	15.62	9.38	0.99	0.52	0.00	1.55	0.76
9	15.62	12.50	0.00	18.75	11.72	1.38	0.88	0.00	1.94	1.05
10	15.62	12.50	0.00	18.75	11.72	1.24	0.79	0.00	1.75	0.94

En la figura 6-1 se puede ver la plantilla media de los 4 trains realizados del canal Oz del sujeto 1 en respuesta a la presentación del estímulo de la letra P (comando que tiene lag 0) con electrodos secos de la señal c-VEP. Esta plantilla es la que utiliza el programa MEDUSA© cuando se observa ese comando específico, y para el resto de comandos se utiliza la misma plantilla pero desplazada según el lag de la secuencia de iluminación.

6.2.2 Electrodo pasivos húmedos con Enobio

Para este tipo de electrodos, el primer sujeto obtuvo una precisión media de todas las sesiones de 32.81% tras 10 ciclos de selección, y una ITR media de 7.49 bits/min. En la siguiente tabla se recogen todos los resultados que se hubieran obtenido para un número inferior de ciclos por selección, así como los resultados para todas las sesiones realizadas.

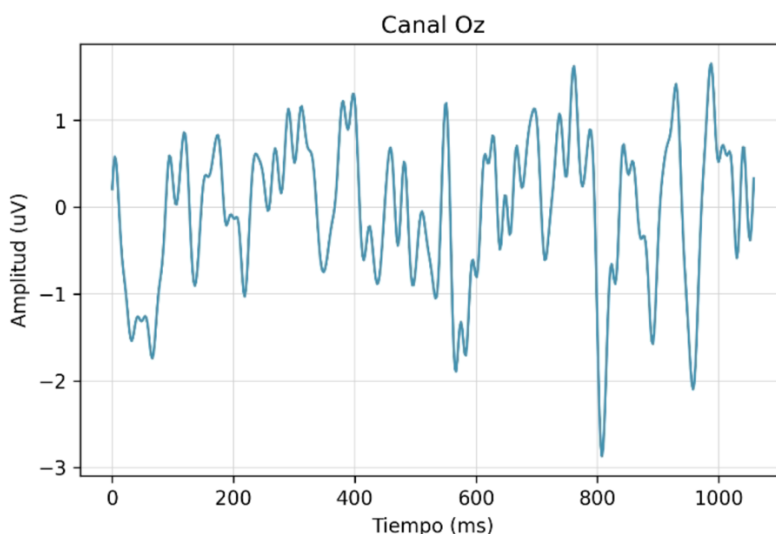


Figura 6-1. Plantilla canal Oz del Sujeto 1 con electrodos pasivos secos.

Tabla 6-3. Resultados de precisión e ITR para el sujeto 1 con electrodos pasivos húmedos variando el número de ciclos.

N.º ciclos por selección	Precisión (%)					ITR (bit/min)				
	S1	S2	S3	S4	Media	S1	S2	S3	S4	Media
1	25.00	0.00	21.88	0.00	11.72	29.24	0.00	21.50	0.00	12.69
2	31.25	0.00	40.62	0.00	17.97	21.36	0.00	32.04	0.00	13.35
3	31.25	0.00	53.12	0.00	21.09	14.24	0.00	33.56	0.00	11.95
4	37.50	0.00	75.00	0.00	28.13	14.42	0.00	43.95	0.00	14.59
5	40.62	0.00	78.12	0.00	29.69	13.14	0.00	37.50	0.00	12.66
6	43.75	0.00	78.12	0.00	30.47	12.34	0.00	31.25	0.00	10.90
7	46.88	0.00	81.25	0.00	32.03	11.82	0.00	28.52	0.00	10.09
8	40.62	0.00	87.50	0.00	32.03	8.21	0.00	28.18	0.00	9.10
9	40.62	0.00	90.62	0.00	32.81	7.3	0.00	26.59	0.00	8.47
10	43.75	0.00	87.50	0.00	32.81	7.40	0.00	22.55	0.00	7.49

En esta tabla se puede ver que en la segunda y cuarta sesión ha ocurrido un error a la hora de transmitir la señal dando lugar a resultados salen erróneos, obteniéndose una peor precisión e ITR media a lo largo de todas las sesiones. Si no hubiera ocurrido este error, los resultados mejorarían significativamente, ya que como se ve, en la sesión 3 el sujeto sigue siendo capaz de controlar el sistema casi a la perfección. No obstante, estos resultados se analizarán más adelante.

En la figura 6-2 se puede ver la template media de los 4 trains realizados del canal Oz del sujeto 1 en respuesta a la presentación del estímulo de la letra P (comando que tiene lag 0) con electrodos húmedos de la señal c-VEP. Esta plantilla es la que utiliza el programa MEDUSA© cuando se observa ese comando específico, y para el resto de comandos se utiliza la misma plantilla pero desplazada según el lag de la secuencia de iluminación.

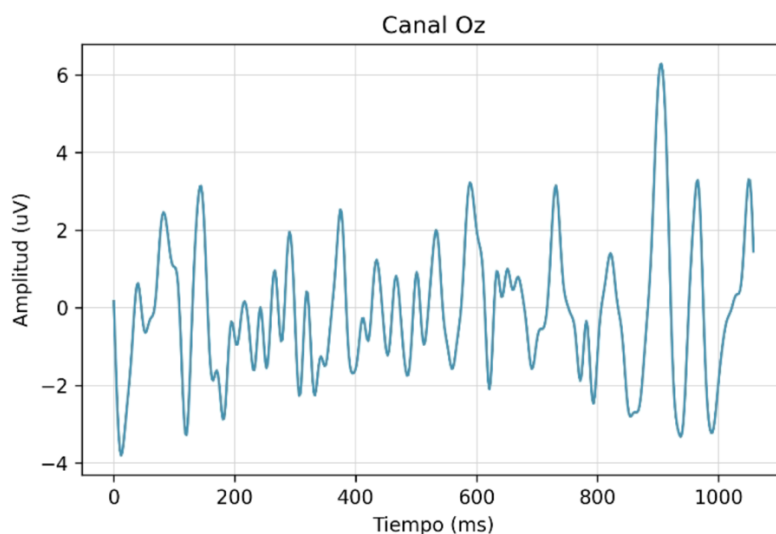


Figura 6-2. Template canal Oz del Sujeto 1 con electrodos pasivos húmedos.

6.2.3 Electrodoos activos húmedos con g.USBamp

Para este equipo, el primer sujeto obtuvo una precisión del 100% tras 10 ciclos de selección, y con esta precisión se obtiene una ITR de 29.54 bits/min. Como se ha explicado antes y al igual que con el otro tipo de electrodos, se calculan los resultados que se obtendrían para un número inferior de ciclos. Se puede observar en la tabla 6-4 que a partir de 7 ciclos el sujeto logra una precisión del 100%, lo que significa que reduciendo el tiempo de trial a 7.35 s/comando (tabla 6-1), el sujeto obtiene la misma precisión que con 10.5 s/comando (10 ciclos).

Tabla 6-4. Resultados de precisión e ITR para el sujeto 1 con electrodos activos húmedos de g.USBamp variando el número de ciclos.

N.º ciclos por selección	Precisión (%)	ITR (bit/min)
1	71.88	164.03
2	87.50	113.86
3	96.88	91.61
4	96.88	68.71
5	96.88	54.97
6	96.88	45.80
7	100.00	42.20
8	100.00	36.93
9	100.00	32.82
10	100.00	29.54

En la figura 6-3 se puede ver la template media de los 4 trains realizados del canal Oz del sujeto 1 en respuesta a la presentación del estímulo de la letra P (comando que tiene lag 0) en el caso del equipo g.USBamp de la señal c-VEP. Esta plantilla es la que utiliza el programa MEDUSA© cuando se observa ese comando específico, y para el resto de comandos se utiliza la misma plantilla pero desplazada según el lag de la secuencia de iluminación.

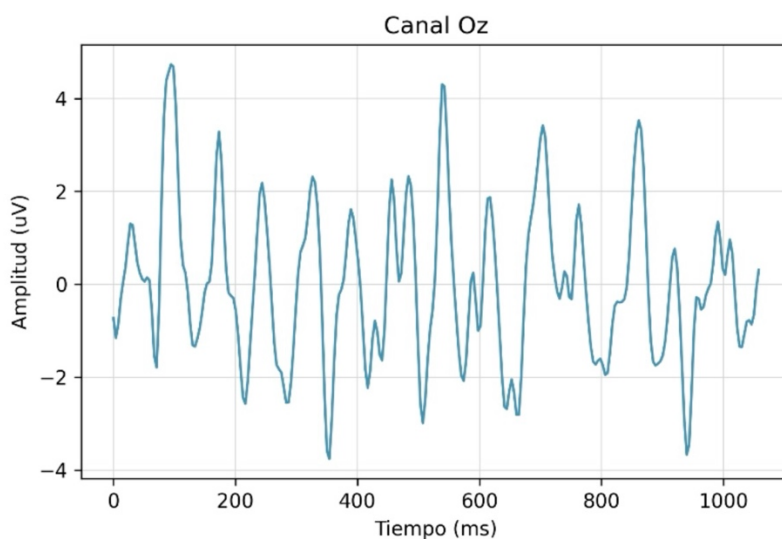


Figura 6-3. Template canal Oz del Sujeto 1 con electrodos activos húmedos de g.USBamp.

6.3 Sujeto 2

6.3.1 Electrodo pasivos secos con Enobio

Para este tipo de electrodos, el sujeto 2 obtuvo una precisión media de todas las sesiones de 14.84% tras 10 ciclos de selección, y una ITR media de 1.80 bits/min. En la siguiente tabla se recogen todos los resultados que se hubieran obtenido para un número inferior de ciclos por selección, así como los resultados para todas las sesiones realizadas.

Tabla 6-5. Resultados de precisión e ITR para el sujeto 2 con electrodos pasivos secos variando el número de ciclos.

N.º ciclos por selección	Precisión (%)					ITR (bit/min)				
	S1	S2	S3	S4	Media	S1	S2	S3	S4	Media
1	15.62	0.00	15.62	6.25	9.37	12.38	0.00	12.38	1.37	6.53
2	15.62	3.12	25.00	3.12	11.72	6.19	0.01	14.62	0.009	5.21
3	12.50	3.12	18.75	3.12	9.37	2.63	0.01	5.83	0.006	2.12
4	15.62	0.00	28.12	3.12	11.72	3.10	0.00	8.94	0.004	3.01
5	25.00	3.12	21.88	3.12	13.28	5.85	0.003	4.63	0.003	2.62
6	25.00	0.00	21.88	6.25	13.28	4.87	0.00	3.86	0.228	2.24
7	21.88	0.00	34.38	3.12	14.85	3.31	0.00	7.15	0.002	2.61
8	21.88	0.00	31.25	3.12	14.06	2.89	0.00	5.34	0.002	2.06
9	25.00	0.00	28.12	3.12	14.06	3.25	0.00	3.97	0.002	1.81
10	25.00	0.00	31.25	3.12	14.84	2.92	0.00	4.27	0.002	1.80

En la figura 6-4 se puede ver la template media de los 4 trains realizados del canal Oz del sujeto 2 en respuesta a la presentación del estímulo de la letra P (comando que tiene lag 0) con electrodos secos de la señal c-VEP. Esta plantilla es la que utiliza el programa MEDUSA© cuando se observa ese comando específico, y para el resto de comandos se utiliza la misma plantilla pero desplazada según el lag de la secuencia de iluminación.

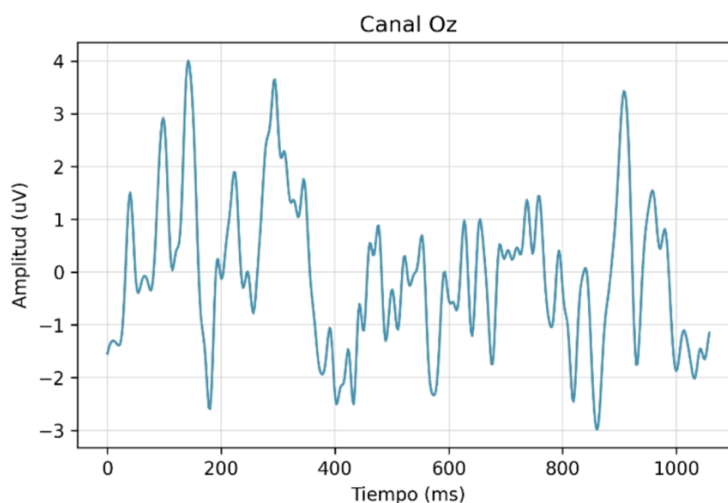


Figura 6-4. Template canal Oz del Sujeto 2 con electrodos pasivos secos.

6.3.2 Electrodo pasivos húmedos con Enobio

Para este tipo de electrodos, el sujeto 2 obtuvo una precisión media de todas las sesiones de 86.82% tras 10 ciclos de selección, y una ITR media de 22.65 bits/min. En la siguiente tabla se recogen todos los resultados que se hubieran obtenido para un número inferior de ciclos por selección, así como los resultados para todas las sesiones realizadas.

Tabla 6-6. Resultados de precisión e ITR para el sujeto 2 con electrodos pasivos húmedos variando el número de ciclos.

N.º ciclos por selección	Precisión (%)					ITR (bit/min)				
	S1	S2	S3	S4	Media	S1	S2	S3	S4	Media
1	12.50	56.25	40.62	56.25	41.41	7.90	110.7	65.70	110.7	73.75
2	21.88	71.88	75.00	78.12	61.72	11.57	82.01	87.90	93.99	68.87
3	31.25	75.00	81.25	93.75	70.31	14.24	58.60	66.89	85.94	56.42
4	43.75	78.12	90.62	93.75	76.56	18.51	47.00	60.57	64.46	47.64
5	34.38	81.25	90.62	93.75	75.00	10.01	40.14	48.45	51.57	37.54
6	40.62	81.25	93.75	96.88	78.13	10.95	33.45	42.97	45.80	33.29
7	56.25	81.25	93.75	90.62	80.47	15.81	28.67	36.83	34.61	28.98
8	71.88	81.25	93.75	90.62	84.38	20.50	25.09	32.23	30.28	27.03
9	71.88	81.25	93.75	93.75	85.16	18.23	22.30	28.65	28.65	24.46
10	78.52	81.25	93.75	93.75	86.82	18.96	20.07	25.78	25.78	22.65

En la figura 6-5 se puede ver la plantilla media de los 4 trains realizados del canal Oz del sujeto 2 en respuesta a la presentación del estímulo de la letra P (comando que tiene lag 0) con electrodos húmedos de la señal c-VEP. Esta plantilla es la que utiliza el programa MEDUSA© cuando se observa ese comando específico, y para el resto de comandos se utiliza la misma plantilla pero desplazada según el lag de la secuencia de iluminación.

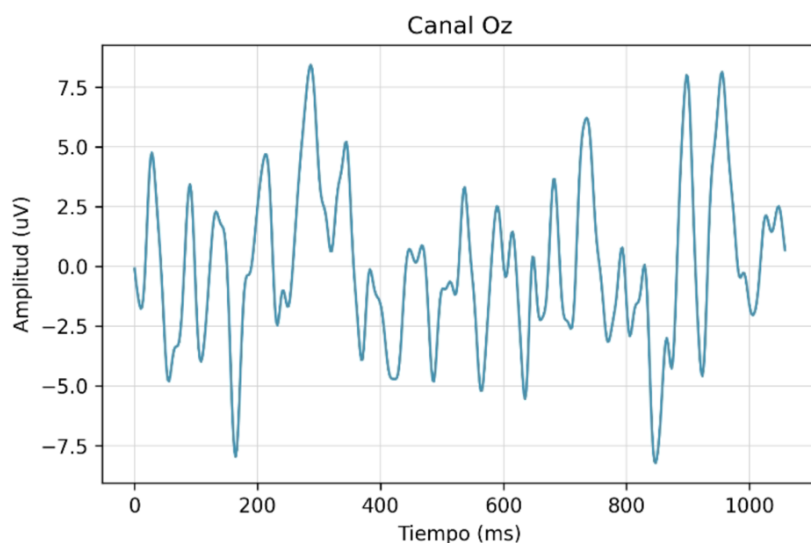


Figura 6-5. Template canal Oz del Sujeto 2 con electrodos pasivos húmedos.

6.3.3 Electrodoos activos húmedos con g.USBamp

Para este equipo, el sujeto 2 obtuvo una precisión del 100% tras 10 ciclos de selección, y con esta precisión se obtiene una ITR de 29.54 bits/min. Al igual que en todos los sujetos, se calculan los resultados que se obtendrían para un número inferior de ciclos. Se puede observar en la tabla 6-7 que a partir de 4 ciclos el sujeto logra una precisión del 100%, lo que significa que reduciendo el tiempo de trial a 4.20 s/comando el sujeto obtiene la misma precisión que con 10.5 s/comando (10 ciclos).

Tabla 6-7. Resultados de precisión e ITR para el sujeto 2 con electrodos activos húmedos de g.USBamp variando el número de ciclos.

N.º ciclos por selección	Precisión (%)	ITR (bit/min)
1	81.25	200.68
2	87.50	113.86
3	96.88	91.61
4	100.00	73.86
5	100.00	59.08
6	100.00	49.24
7	100.00	42.20
8	100.00	36.93
9	100.00	32.82
10	100.00	29.54

En la figura 6-6 se puede ver la template media de los 4 trains realizados del canal Oz del sujeto 2 en respuesta a la presentación del estímulo de la letra P (comando que tiene lag 0) en el caso del equipo g.USBamp de la señal c-VEP. Esta plantilla es la que utiliza el programa MEDUSA© cuando se observa ese comando específico, y para el resto de comandos se utiliza la misma plantilla pero desplazada según el lag de la secuencia de iluminación.

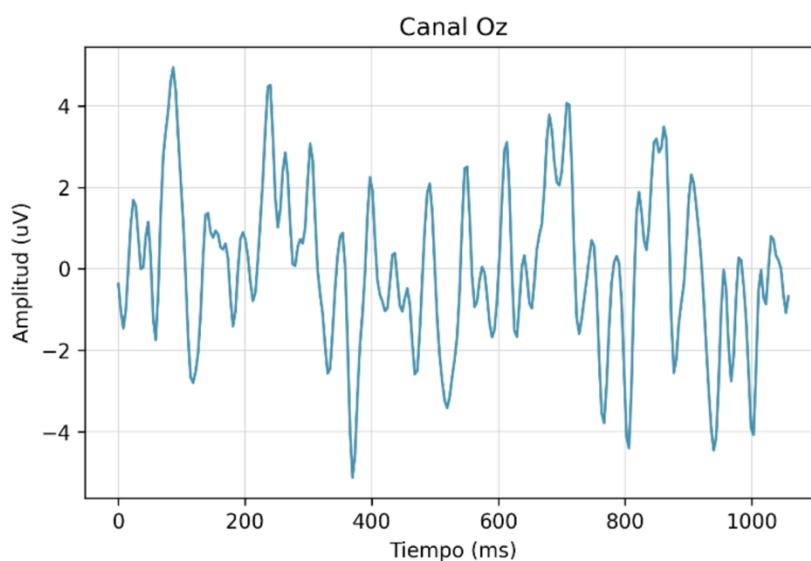


Figura 6-6. Template canal Oz del Sujeto 2 con electrodos activos húmedos de g.USBamp.

6.4 Sujeto 3

6.4.1 Electrodo pasivos secos con Enobio

Para este tipo de electrodos, el sujeto 3 obtuvo una precisión media de todas las sesiones de 20.31% tras 10 ciclos de selección, y una ITR media de 3.02 bits/min. En la siguiente tabla se recogen todos los resultados que se hubieran obtenido para un número inferior de ciclos por selección, así como los resultados para todas las sesiones realizadas.

Tabla 6-8. Resultados de precisión e ITR para el sujeto 3 con electrodos pasivos secos variando el número de ciclos.

N.º ciclos por selección	Precisión (%)					ITR (bit/min)				
	S1	S2	S3	S4	Media	S1	S2	S3	S4	Media
1	28.12	6.25	0.00	6.25	10.16	35.77	1.37	0.00	1.37	9.63
2	37.50	9.38	0.00	0.00	11.72	28.85	2.08	0.00	0.00	7.73
3	34.38	15.62	0.00	0.00	12.50	16.68	4.13	0.00	0.00	5.20
4	43.75	15.62	0.00	0.00	14.84	18.51	3.10	0.00	0.00	5.40
5	40.62	21.88	0.00	0.00	15.63	13.14	4.63	0.00	0.00	4.44
6	46.88	25.00	3.12	0.00	18.75	13.79	4.87	0.003	0.00	4.67
7	43.75	21.88	3.12	3.12	17.97	10.58	3.31	0.002	0.002	3.47
8	43.75	21.88	3.12	3.12	17.97	9.26	2.90	0.002	0.002	3.04
9	50.00	21.88	3.12	6.25	20.31	10.19	2.57	0.002	0.15	3.23
10	50.00	25.00	3.12	3.12	20.31	9.17	2.92	0.002	0.002	3.02

En la figura 6-7 se puede ver la plantilla media de los 4 trains realizados del canal Oz del sujeto 3 en respuesta a la presentación del estímulo de la letra P (comando que tiene lag 0) con electrodos secos de la señal c-VEP. Esta plantilla es la que utiliza el programa MEDUSA© cuando se observa ese comando específico, y para el resto de comandos se utiliza la misma plantilla pero desplazada según el lag de la secuencia de iluminación.

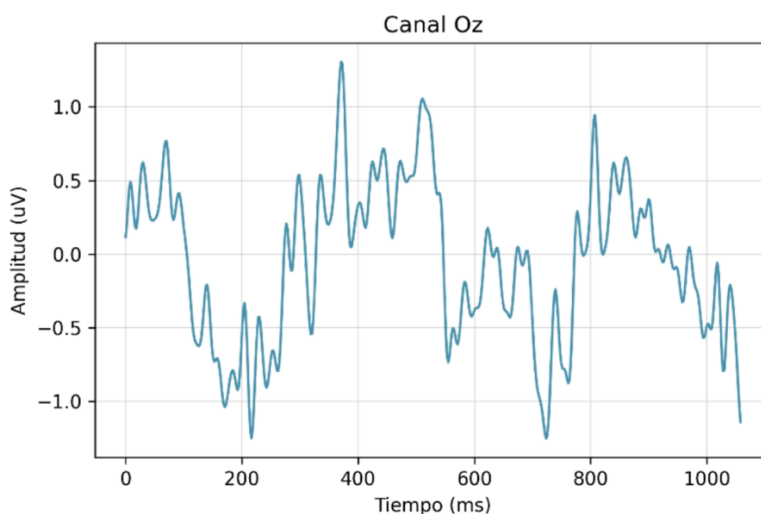


Figura 6-7. Plantilla canal Oz del Sujeto 3 con electrodos pasivos secos.

6.4.2 Electrodo pasivos húmedos con Enobio

Para este tipo de electrodos, el sujeto 3 obtuvo una precisión media de todas las sesiones de 96.88% tras 10 ciclos de selección, y una ITR media de 27.66 bits/min. En la siguiente tabla se recogen todos los resultados que se hubieran obtenido para un número inferior de ciclos por selección, así como los resultados para todas las sesiones realizadas.

Tabla 6-9. Resultados de precisión e ITR para el sujeto 3 con electrodos pasivos húmedos variando el número de ciclos

N.º ciclos por selección	Precisión (%)					ITR (bit/min)				
	S1	S2	S3	S4	Media	S1	S2	S3	S4	Media
1	75.00	71.88	56.25	56.25	64.85	175.8	164.0	110.7	110.7	140.31
2	93.75	90.62	78.12	71.88	83.59	128.9	121.1	93.99	82.01	106.52
3	93.75	100.0	93.75	84.38	92.97	85.94	98.47	85.94	71.31	85.42
4	93.75	100.0	93.75	87.50	93.75	64.46	73.86	64.46	56.93	64.93
5	93.75	100.0	93.75	96.88	96.10	51.57	59.08	51.57	54.97	54.30
6	93.75	100.0	96.88	96.88	96.88	42.97	49.24	45.80	45.80	45.95
7	93.75	100.0	90.62	96.88	95.31	36.83	42.20	34.61	39.26	38.23
8	93.75	100.0	90.62	100.0	96.09	32.22	36.93	30.28	36.93	34.09
9	93.75	100.0	93.75	96.88	96.10	28.65	32.82	28.65	30.54	30.17
10	93.75	100.0	93.75	100.0	96.88	25.78	29.54	25.78	29.54	27.66

En la figura 6-8 se puede ver la plantilla media de los 4 trains realizados del canal Oz del sujeto 3 en respuesta a la presentación del estímulo de la letra P (comando que tiene lag 0) con electrodos húmedos de la señal c-VEP. Esta plantilla es la que utiliza el programa MEDUSA© cuando se observa ese comando específico, y para el resto de comandos se utiliza la misma plantilla pero desplazada según el lag de la secuencia de iluminación.

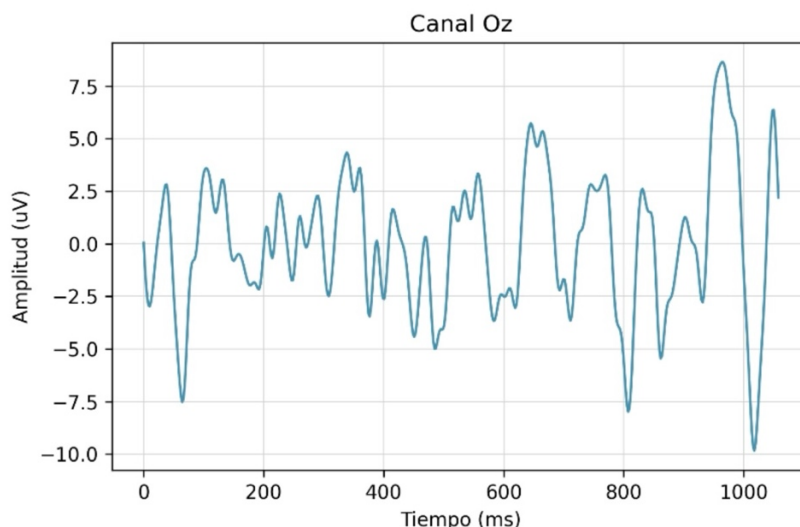


Figura 6-8. Plantilla canal Oz del Sujeto 3 con electrodos pasivos húmedos.

6.4.3 Electrodoos activos húmedos de g.USBamp

Para este equipo, el sujeto 3 obtuvo una precisión del 100% tras 10 ciclos de selección, y con esta precisión se obtiene una ITR de 29.54 bits/min. Al igual que en todos los sujetos, se calculan los resultados que se obtendrían para un número inferior de ciclos. Se puede observar en la tabla 6-10 que a partir de 2 ciclos el sujeto logra una precisión del 100%, lo que significa que reduciendo el tiempo de trial a 2.10 s/comando el sujeto obtiene la misma precisión que con 10.5 s/comando (10 ciclos).

Tabla 6-10. Resultados de precisión e ITR para el sujeto 3 con electrodos activos húmedos de g.USBamp variando el número de ciclos.

N.º ciclos por selección	Precisión (%)	ITR (bit/min)
1	96.88	274.83
2	100.00	147.71
3	100.00	98.47
4	100.00	73.86
5	100.00	59.08
6	100.00	49.24
7	100.00	42.20
8	100.00	36.93
9	100.00	32.83
10	100.00	29.54

En la figura 6-9 se puede ver la template media de los 4 trains realizados del canal Oz del sujeto 3 en respuesta a la presentación del estímulo de la letra P (comando que tiene lag 0) en el caso del equipo g.USBamp de la señal c-VEP. Esta plantilla es la que utiliza el programa MEDUSA© cuando se observa ese comando específico, y para el resto de comandos se utiliza la misma plantilla pero desplazada según el lag de la secuencia de iluminación.

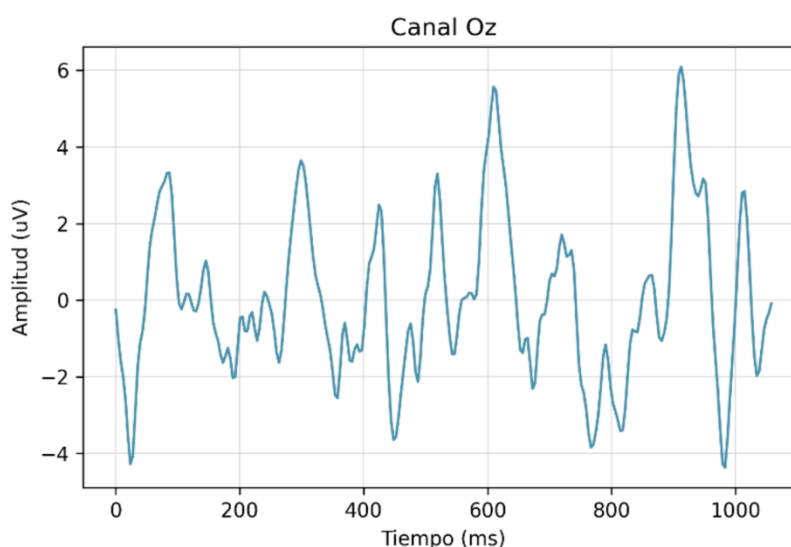


Figura 6-9. Template canal Oz del Sujeto 3 con electrodos activos húmedos de g.USBamp .

6.5 Sujeto 4

6.5.1 Electrodo pasivos secos con Enobio

Para este tipo de electrodos, el sujeto 4 obtuvo una precisión media de todas las sesiones de 28.91 tras 10 ciclos de selección, y una ITR media de 5.16 bits/min. En la siguiente tabla se recogen todos los resultados que se hubieran obtenido para un número inferior de ciclos por selección, así como los resultados para todas las sesiones realizadas.

Tabla 6-11. Resultados de precisión e ITR para el sujeto 4 con electrodos pasivos secos variando el número de ciclos.

N.º ciclos por selección	Precisión (%)					ITR (bit/min)				
	S1	S2	S3	S4	Media	S1	S2	S3	S4	Media
1	28.12	3.12	0.00	18.75	12.50	35.77	0.02	0.00	17.50	13.32
2	37.50	6.25	0.00	31.25	18.75	28.85	0.68	0.00	21.36	12.72
3	34.38	3.12	0.00	46.88	21.10	16.68	0.01	0.00	27.58	11.07
4	43.75	6.25	0.00	46.88	24.22	18.51	0.34	0.00	20.69	9.89
5	40.62	3.12	0.00	56.25	25.00	13.14	0.00	0.00	22.14	8.82
6	46.88	12.50	0.00	53.12	28.13	13.79	1.32	0.00	16.84	7.99
7	43.75	9.38	0.00	53.12	26.56	10.58	0.59	0.00	14.43	6.40
8	43.75	12.50	0.00	56.25	28.13	9.26	0.99	0.00	13.84	6.02
9	50.00	6.25	0.00	56.25	28.13	10.19	0.15	0.00	12.30	5.66
10	50.00	9.38	0.00	56.25	28.91	9.17	0.42	0.00	11.07	5.16

En la figura 6-10 se puede ver la template media de los 4 trains realizados del canal Oz del sujeto 4 en respuesta a la presentación del estímulo de la letra P (comando que tiene lag 0) con electrodos secos de la señal c-VEP. Esta plantilla es la que utiliza el programa MEDUSA© cuando se observa ese comando específico, y para el resto de comandos se utiliza la misma plantilla pero desplazada según el lag de la secuencia de iluminación.

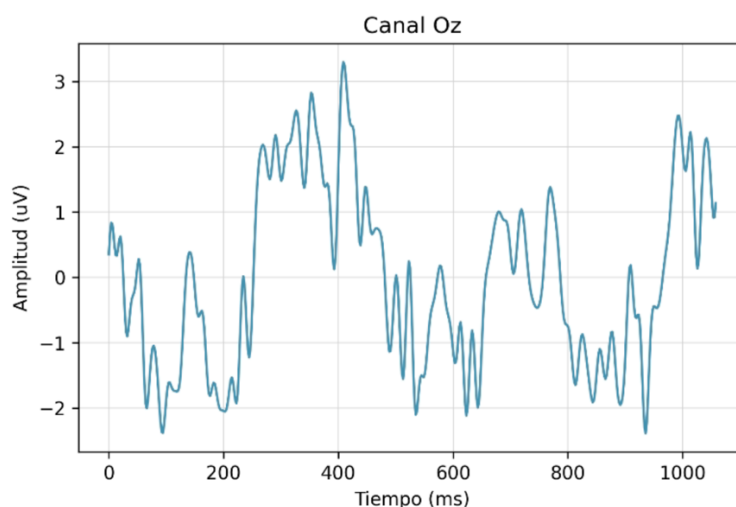


Figura 6-10. Template canal Oz del Sujeto 4 con electrodos pasivos secos.

6.5.2 Electrodo pasivos húmedos con Enobio

Para este tipo de electrodos, el sujeto 4 obtuvo una precisión media de todas las sesiones del 100% tras 10 ciclos de selección, y una ITR media de 29.54 bits/min. En la siguiente tabla se recogen todos los resultados que se hubieran obtenido para un número inferior de ciclos por selección, así como los resultados para todas las sesiones realizadas.

Tabla 6-12. Resultados de precisión e ITR para el sujeto 4 con electrodos pasivos húmedos variando el número de ciclos.

N.º ciclos por selección	Precisión (%)					ITR (bit/min)				
	S1	S2	S3	S4	Media	S1	S2	S3	S4	Media
1	93.75	93.75	84.38	84.38	89.07	257.8	257.8	213.9	213.9	235.88
2	100.0	100.0	96.88	100.0	99.22	147.7	147.7	137.4	147.7	145.14
3	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0	98.47	98.47	98.47	98.47	98.47
4	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0	73.86	73.86	73.86	73.86	73.86
5	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0	59.08	59.08	59.08	59.08	59.08
6	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0	49.24	49.24	49.24	49.24	49.24
7	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0	42.20	42.20	42.20	42.20	42.20
8	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0	36.93	36.93	36.93	36.93	36.93
9	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0	32.82	32.82	32.82	32.82	32.82
10	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0	29.54	29.54	29.54	29.54	29.54

En la figura 6-11 se puede ver la template media de los 4 trains realizados del canal Oz del sujeto 4 en respuesta a la presentación del estímulo de la letra P (comando que tiene lag 0) con electrodos húmedos de la señal c-VEP. Esta plantilla es la que utiliza el programa MEDUSA© cuando se observa ese comando específico, y para el resto de comandos se utiliza la misma plantilla pero desplazada según el lag de la secuencia de iluminación.

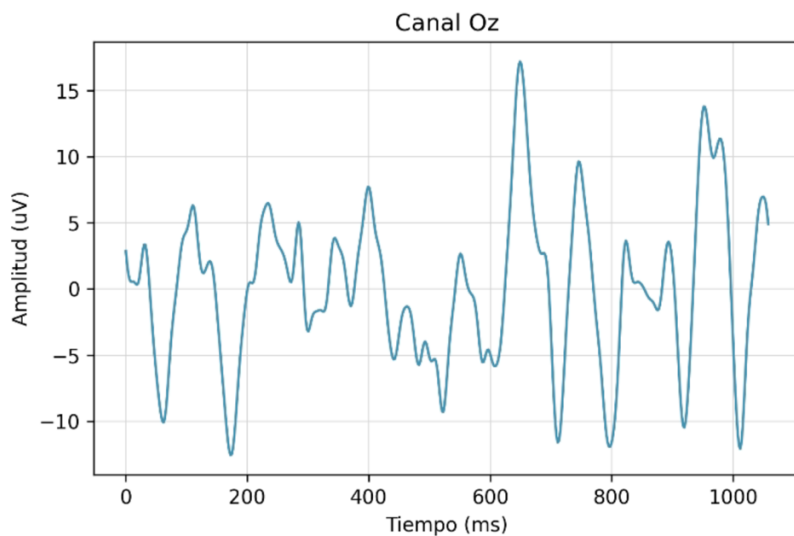


Figura 6-11. Template canal Oz del Sujeto 4 con electrodos pasivos húmedos.

6.5.3 Electrodoos activos húmedos de g.USBamp

Para este equipo, el sujeto 4 obtuvo una precisión del 100% tras 10 ciclos de selección, y con esta precisión se obtiene una ITR de 29.54 bits/min. Al igual que en todos los sujetos, se calculan los resultados que se obtendrían para un número inferior de ciclos. Se puede observar en la tabla 6-13 que a partir de 2 ciclos el sujeto logra una precisión del 100%, lo que significa que reduciendo el tiempo de trial a 2.10 s/comando el sujeto obtiene la misma precisión que con 10.5 s/comando (10 ciclos).

Tabla 6-13. Resultados de precisión e ITR para el sujeto 4 con electrodos activos húmedos de g.USBamp variando el número de ciclos.

N.º ciclos por selección	Precisión (%)	ITR (bit/min)
1	96.88	274.83
2	100.00	147.71
3	100.00	98.47
4	100.00	73.86
5	100.00	59.08
6	100.00	49.24
7	100.00	42.20
8	100.00	36.93
9	100.00	32.83
10	100.00	29.54

En la figura 6-12 se puede ver la template media de los 4 trains realizados del canal Oz del sujeto 4 en respuesta a la presentación del estímulo de la letra P (comando que tiene lag 0) en el caso del equipo g.USBamp de la señal c-VEP. Esta plantilla es la que utiliza el programa MEDUSA© cuando se observa ese comando específico, y para el resto de comandos se utiliza la misma plantilla pero desplazada según el lag de la secuencia de iluminación.

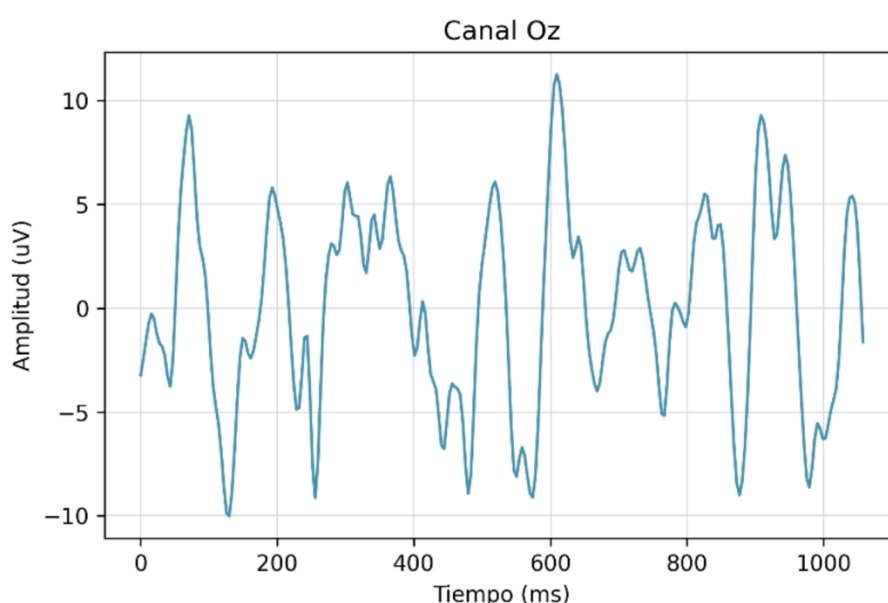


Figura 6-12. Template canal Oz del Sujeto 4 con electrodos activos húmedos de g.USBamp.

6.6 Sujeto 5

6.6.1 Electrodo pasivos secos con Enobio

Para este tipo de electrodos, el quinto sujeto obtuvo una precisión media de todas las sesiones de 12.50 tras 10 ciclos de selección, y una ITR media de 1.38 bits/min. En la siguiente tabla se recogen todos los resultados que se hubieran obtenido para un número inferior de ciclos por selección, así como los resultados para todas las sesiones realizadas.

Tabla 6-14. Resultados de precisión e ITR para el sujeto 5 con electrodos pasivos secos variando el número de ciclos.

N.º ciclos por selección	Precisión (%)					ITR (bit/min)				
	S1	S2	S3	S4	Media	S1	S2	S3	S4	Media
1	0.00	6.25	3.12	3.12	3.12	0.00	1.37	0.017	0.017	0.35
2	0.00	9.38	3.12	0.00	3.13	0.00	2.08	0.009	0.00	0.52
3	3.12	9.38	3.12	6.25	5.47	0.006	1.39	0.006	0.46	0.46
4	3.12	6.25	3.12	6.25	4.69	0.004	0.34	0.004	0.34	0.17
5	3.12	18.75	12.50	0.00	8.59	0.003	3.50	1.58	0.00	1.27
6	3.12	6.25	12.50	3.12	6.25	0.003	0.23	1.32	0.003	0.39
7	3.12	12.50	25.00	3.12	10.94	0.002	1.13	4.18	0.002	1.33
8	3.12	15.62	31.25	6.25	14.06	0.002	1.55	5.34	0.17	1.77
9	0.00	28.12	28.12	6.25	15.62	0.00	3.97	3.97	0.15	2.03
10	0.00	15.62	31.25	3.12	12.50	0.00	1.24	4.27	0.002	1.38

En la figura 6-13 se puede ver la template media de los 4 trains realizados del canal Oz del sujeto 5 en respuesta a la presentación del estímulo de la letra P (comando que tiene lag 0) con electrodos secos de la señal c-VEP. Esta plantilla es la que utiliza el programa MEDUSA© cuando se observa ese comando específico, y para el resto de comandos se utiliza la misma plantilla pero desplazada según el lag de la secuencia de iluminación.

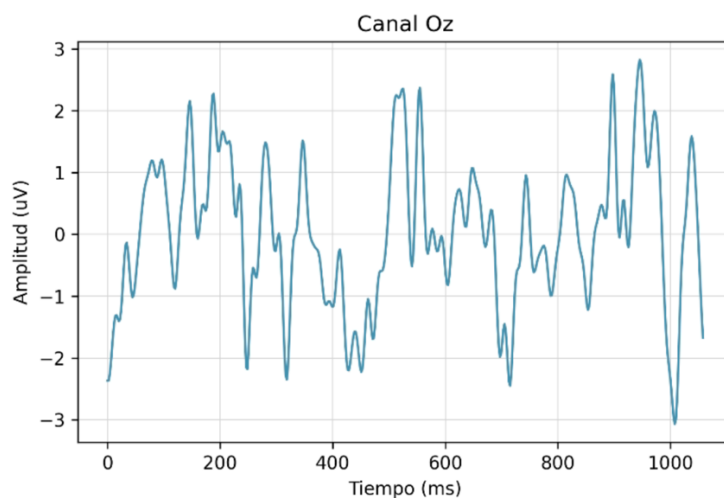


Figura 6-13. Template canal Oz del Sujeto 5 con electrodos pasivos secos.

6.6.2 Electrodo pasivos húmedos con Enobio

Para este tipo de electrodos, el quinto sujeto obtuvo una precisión media de todas las sesiones de 96.10% tras 10 ciclos de selección, y una ITR media de 27.50 bits/min. En la siguiente tabla se recogen todos los resultados que se hubieran obtenido para un número inferior de ciclos por selección, así como los resultados para todas las sesiones realizadas.

Tabla 6-15. Resultados de precisión e ITR para el sujeto 5 con electrodos pasivos húmedos variando el número de ciclos.

N.º ciclos por selección	Precisión (%)					ITR (bit/min)				
	S1	S2	S3	S4	Media	S1	S2	S3	S4	Media
1	50.62	62.50	62.50	68.62	61.06	93.55	131.0	131.0	152.1	126.91
2	62.50	90.62	87.50	96.88	84.38	65.49	121.1	113.9	137.4	109.47
3	65.62	96.88	93.75	100.0	89.06	47.20	91.61	85.94	98.47	80.81
4	71.88	100.0	96.88	100.0	92.19	41.01	73.86	68.71	73.86	64.36
5	71.88	100.0	100.0	100.0	92.97	32.81	59.08	59.08	59.08	52.51
6	75.00	100.0	100.0	100.0	93.75	29.30	49.24	49.24	49.24	44.25
7	78.12	100.0	100.0	100.0	94.53	26.85	42.20	42.20	42.20	38.36
8	84.38	100.0	100.0	100.0	96.10	26.74	36.93	36.93	36.93	34.38
9	84.38	100.0	100.0	100.0	96.10	23.77	32.82	32.82	32.82	30.56
10	84.38	100.0	100.0	100.0	96.10	21.39	29.54	29.54	29.54	27.50

En la figura 6-14 se puede ver la template media de los 4 trains realizados del canal Oz del sujeto 5 en respuesta a la presentación del estímulo de la letra P (comando que tiene lag 0) con electrodos húmedos de la señal c-VEP. Esta plantilla es la que utiliza el programa MEDUSA© cuando se observa ese comando específico, y para el resto de comandos se utiliza la misma plantilla pero desplazada según el lag de la secuencia de iluminación.

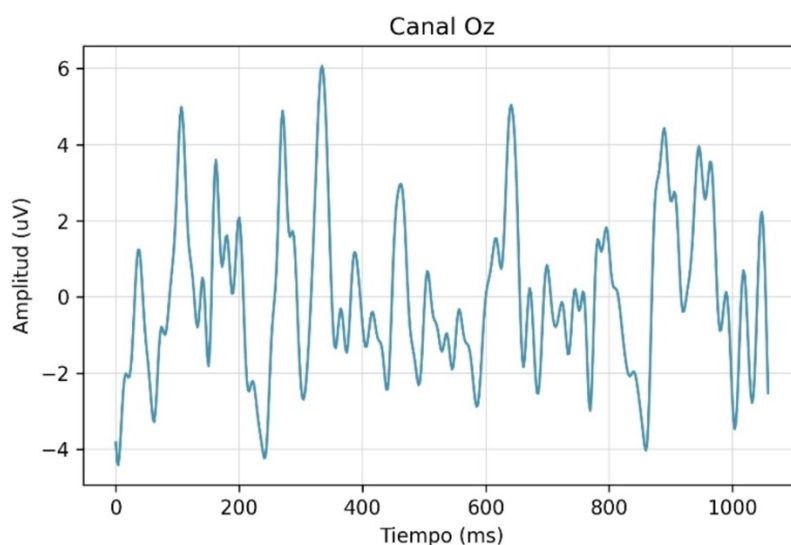


Figura 6-14. Template canal Oz del Sujeto 5 con electrodos pasivos húmedos.

6.6.3 Electrodoos activos húmedos de g.USBamp

Para este equipo, el quinto sujeto obtuvo una precisión del 81.25% tras 10 ciclos de selección, y con esta precisión se obtiene una ITR de 20.07 bits/min. Al igual que en todos los sujetos, se calculan los resultados que se obtendrían para un número inferior de ciclos. En la tabla de resultados podemos observar que para este sujeto, no hay ningún valor para el cual se obtenga una precisión máxima, y se ve que a medida que aumenta el número de ciclos el valor de la precisión también aumenta. Esto se traduce en que no es viable una reducción del tiempo de selección, ya que esto lo único que haría sería empeorar la precisión.

Tabla 6-16. Resultados de precisión e ITR para el sujeto 5 con electrodos activos húmedos de g.USBamp variando el número de ciclos.

N.º ciclos por selección	Precisión (%)	ITR (bit/min)
1	25.00	29.24
2	62.50	65.49
3	59.38	40.23
4	71.88	41.01
5	78.12	37.60
6	81.25	33.45
7	81.25	28.67
8	81.25	25.09
9	78.12	20.89
10	81.25	20.07

En la figura 6-15 se puede ver la template media de los 4 trains realizados del canal Oz del sujeto 5 en respuesta a la presentación del estímulo de la letra P (comando que tiene lag 0) en el caso del equipo g.USBamp de la señal c-VEP. Esta plantilla es la que utiliza el programa MEDUSA© cuando se observa ese comando específico, y para el resto de comandos se utiliza la misma plantilla pero desplazada según el lag de la secuencia de iluminación.

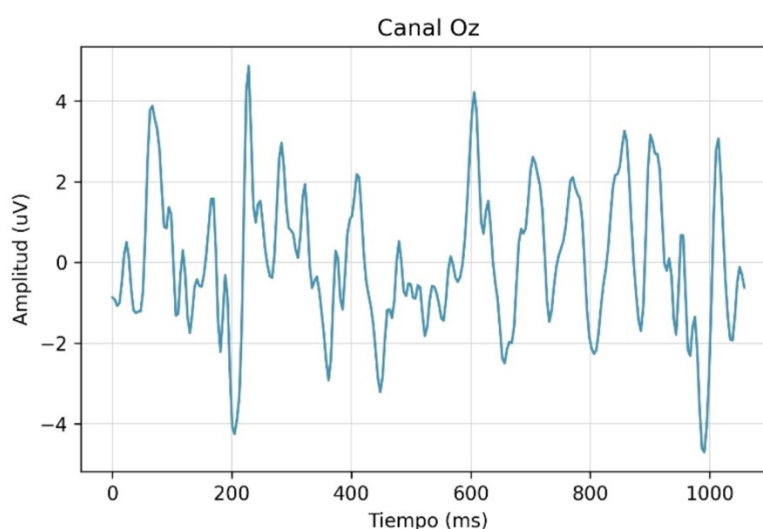


Figura 6-15. Template canal Oz del Sujeto 5 con electrodos activos húmedos de g.USBamp.

6.7 Sujeto 6

6.7.1 Electrodo pasivos secos con Enobio

Para este tipo de electrodos, el sujeto 6 obtuvo una precisión media de todas las sesiones de 2.34 tras 10 ciclos de selección, y una ITR media de 0.03 bits/min. En la siguiente tabla se recogen todos los resultados que se hubieran obtenido para un número inferior de ciclos por selección, así como los resultados para todas las sesiones realizadas.

Tabla 6-17. Resultados de precisión e ITR para el sujeto 6 con electrodos pasivos secos variando el número de ciclos.

N.º ciclos por selección	Precisión (%)					ITR (bit/min)				
	S1	S2	S3	S4	Media	S1	S2	S3	S4	Media
1	3.12	0.00	0.00	3.12	1.56	0.02	0.00	0.00	0.02	0.01
2	12.50	0.00	0.00	6.25	4.69	3.95	0.00	0.00	0.68	1.16
3	3.12	0.00	0.00	3.12	1.56	0.006	0.00	0.00	0.006	0.00
4	3.12	0.00	3.12	0.00	1.56	0.004	0.00	0.004	0.00	0.00
5	9.38	0.00	0.00	0.00	2.35	0.83	0.00	0.00	0.00	0.21
6	9.38	0.00	3.12	0.00	3.13	0.69	0.00	0.003	0.00	0.17
7	9.38	0.00	0.00	0.00	2.35	0.59	0.00	0.00	0.00	0.15
8	9.38	0.00	3.12	3.12	3.91	0.52	0.00	0.002	0.002	0.13
9	6.25	0.00	0.00	3.12	2.34	0.15	0.00	0.00	0.002	0.04
10	6.25	0.00	0.00	3.12	2.34	0.14	0.00	0.00	0.002	0.03

En la figura 6-16 se puede ver la template media de los 4 trains realizados del canal Oz del sujeto 6 en respuesta a la presentación del estímulo de la letra P (comando que tiene lag 0) con electrodos secos de la señal c-VEP. Esta plantilla es la que utiliza el programa MEDUSA© cuando se observa ese comando específico, y para el resto de comandos se utiliza la misma plantilla pero desplazada según el lag de la secuencia de iluminación.

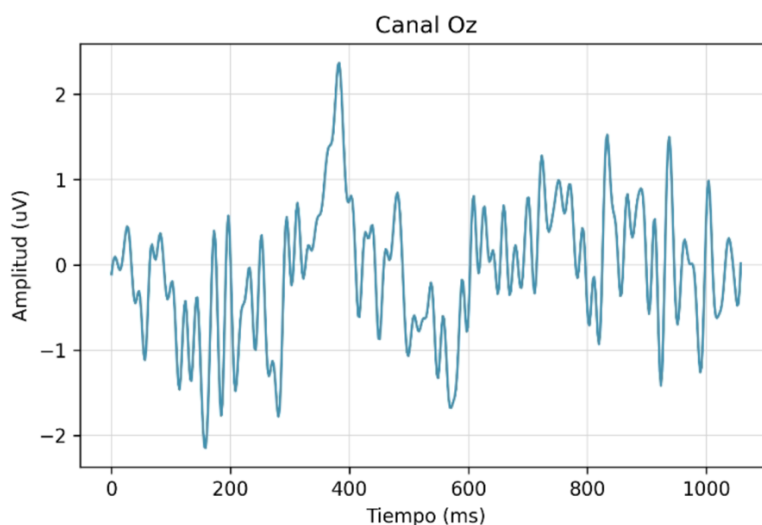


Figura 6-16. Template canal Oz del Sujeto 6 con electrodos pasivos secos.

6.7.2 Electrodo pasivos húmedos con Enobio

Para este tipo de electrodos, el sujeto 6 obtuvo una precisión media de todas las sesiones de 92.66% tras 10 ciclos de selección, y una ITR media de 25.51 bits/min. En la siguiente tabla se recogen todos los resultados que se hubieran obtenido para un número inferior de ciclos por selección, así como los resultados para todas las sesiones realizadas.

Tabla 6-18. Resultados de precisión e ITR para el sujeto 6 con electrodos pasivos húmedos variando el número de ciclos.

N.º ciclos por selección	Precisión (%)					ITR (bit/min)				
	S1	S2	S3	S4	Media	S1	S2	S3	S4	Media
1	31.25	38.12	40.62	45.62	38.98	42.71	59.26	65.70	79.21	61.72
2	37.50	59.38	81.25	53.12	57.81	28.22	60.34	100.3	50.52	59.86
3	43.75	75.00	93.75	68.75	70.31	24.00	58.60	85.94	50.88	54.86
4	50.00	84.38	96.88	90.62	80.47	22.93	53.48	68.71	60.57	51.42
5	53.12	84.38	96.88	93.75	82.03	20.13	42.78	54.97	51.57	42.36
6	53.12	84.38	93.75	87.50	79.69	16.78	35.65	42.97	37.95	33.34
7	59.00	84.38	96.88	93.75	83.50	17.06	30.56	39.26	36.83	30.93
8	83.12	84.38	96.88	100.0	91.10	26.00	26.74	34.35	36.93	31.01
9	83.12	90.62	96.88	100.0	92.66	23.11	26.92	30.54	32.82	28.35
10	83.12	90.62	96.88	100.0	92.66	20.80	24.23	27.48	29.54	25.51

En la figura 6-17 se puede ver la template media de los 4 trains realizados del canal Oz del sujeto 6 en respuesta a la presentación del estímulo de la letra P (comando que tiene lag 0) con electrodos húmedos de la señal c-VEP. Esta plantilla es la que utiliza el programa MEDUSA© cuando se observa ese comando específico, y para el resto de comandos se utiliza la misma plantilla pero desplazada según el lag de la secuencia de iluminación.

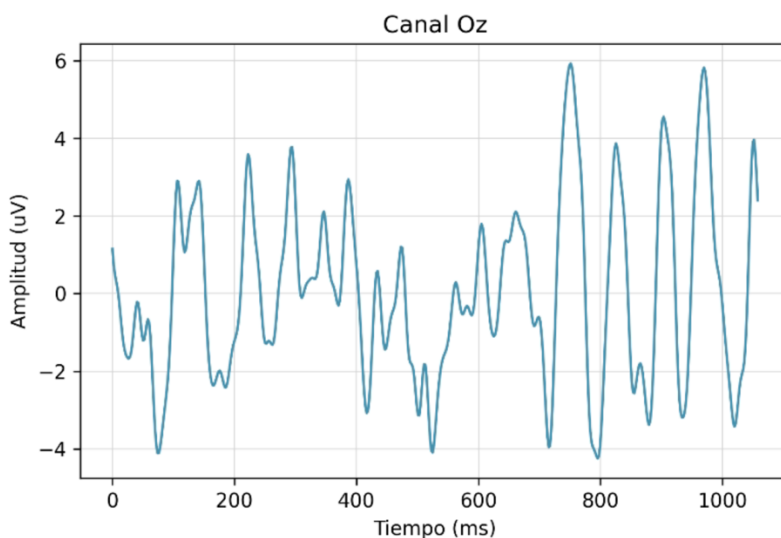


Figura 6-17. Template canal Oz del Sujeto 6 con electrodos pasivos húmedos.

6.7.3 Electrodoos activos húmedos de g.USBamp

Para este equipo, el sujeto 6 obtuvo una precisión del 96.88% tras 10 ciclos de selección, y con esta precisión se obtiene una ITR de 27.48 bits/min. Al igual que en todos los sujetos, se calculan los resultados que se obtendrían para un número inferior de ciclos.

Tabla 6-19. Resultados de precisión e ITR para el sujeto 6 con electrodos activos húmedos de g.USBamp variando el número de ciclos.

N.º ciclos por selección	Precisión (%)	ITR (bit/min)
1	28.12	35.77
2	59.38	60.34
3	75.00	58.60
4	84.38	53.48
5	78.12	37.60
6	87.50	37.95
7	93.75	36.83
8	93.75	32.23
9	96.88	30.54
10	96.88	27.48

En la figura 6-18 se puede ver la template media de los 4 trains realizados del canal Oz del sujeto 6 en respuesta a la presentación del estímulo de la letra P (comando que tiene lag 0) en el caso del equipo g.USBamp de la señal c-VEP. Esta plantilla es la que utiliza el programa MEDUSA© cuando se observa ese comando específico, y para el resto de comandos se utiliza la misma plantilla pero desplazada según el lag de la secuencia de iluminación.

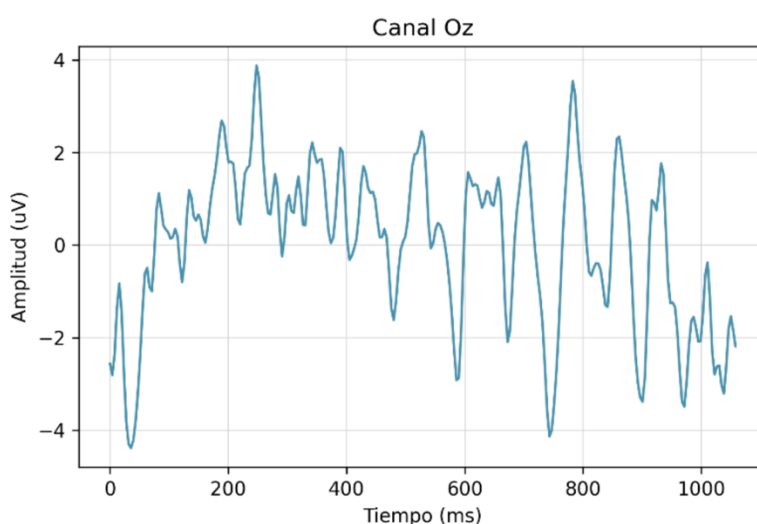


Figura 6-18. Template canal Oz del Sujeto 6 con electrodos activos húmedos de g.USBamp.

6.8 Sujeto 7

6.8.1 Electrodo pasivos secos con Enobio

Para este tipo de electrodos, el sujeto 7 obtuvo una precisión media de todas las sesiones de 23.44% tras 10 ciclos de selección, y una ITR media de 3.52 bits/min. En la siguiente tabla se recogen todos los resultados que se hubieran obtenido para un número inferior de ciclos por selección, así como los resultados para todas las sesiones realizadas.

Tabla 6-20. Resultados de precisión e ITR para el sujeto 7 con electrodos pasivos secos variando el número de ciclos.

N.º ciclos por selección	Precisión (%)					ITR (bit/min)				
	S1	S2	S3	S4	Media	S1	S2	S3	S4	Media
1	9.38	6.25	3.12	3.12	5.47	4.16	1.37	0.02	0.02	1.39
2	25.00	6.25	3.12	6.25	10.16	14.62	0.68	0.009	0.68	4.00
3	21.88	21.88	3.12	9.38	14.07	7.71	7.71	0.006	1.39	4.20
4	18.75	18.75	3.12	9.38	12.50	4.37	4.37	0.004	1.04	2.45
5	28.12	37.50	6.25	6.25	19.53	7.15	11.54	0.27	0.27	4.81
6	28.12	31.25	3.12	9.38	17.97	5.96	7.12	0.003	0.69	3.44
7	28.12	37.50	6.25	6.25	19.53	5.11	8.24	0.20	0.20	3.44
8	31.25	43.75	6.25	6.25	21.88	5.34	9.26	0.17	0.17	3.73
9	28.12	40.62	6.25	3.12	19.53	3.97	7.30	0.15	0.002	2.86
10	28.12	53.12	9.38	3.12	23.44	3.58	10.10	0.42	0.002	3.52

En la figura 6-19 se puede ver la template media de los 4 trains realizados del canal Oz del sujeto 7 en respuesta a la presentación del estímulo de la letra P (comando que tiene lag 0) con electrodos secos de la señal c-VEP. Esta plantilla es la que utiliza el programa MEDUSA© cuando se observa ese comando específico, y para el resto de comandos se utiliza la misma plantilla pero desplazada según el lag de la secuencia de iluminación.

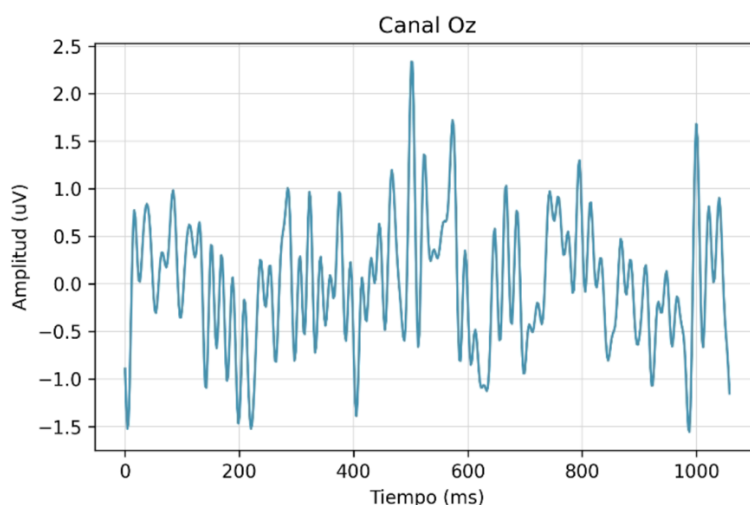


Figura 6-19. Template canal Oz del Sujeto 7 con electrodos pasivos secos.

6.8.2 Electrodo pasivos húmedos con Enobio

Para este tipo de electrodos, el sujeto 7 obtuvo una precisión media de todas las sesiones de 61.72% tras 10 ciclos de selección, y una ITR media de 15.04 bits/min. En la siguiente tabla se recogen todos los resultados que se hubieran obtenido para un número inferior de ciclos por selección, así como los resultados para todas las sesiones realizadas.

Tabla 6-21. Resultados de precisión e ITR para el sujeto 7 con electrodos pasivos húmedos variando el número de ciclos.

N.º ciclos por selección	Precisión (%)					ITR (bit/min)				
	S1	S2	S3	S4	Media	S1	S2	S3	S4	Media
1	65.62	68.75	34.38	6.25	43.75	141.6	152.6	50.04	1.37	86.41
2	81.25	100.0	37.50	18.75	59.38	100.3	147.7	28.85	8.75	71.41
3	78.12	100.0	40.62	25.00	60.94	62.66	98.47	21.90	9.75	48.20
4	75.00	100.0	37.50	31.25	60.94	43.95	73.86	14.42	10.68	35.73
5	78.12	100.0	37.50	21.88	59.38	37.60	59.08	11.54	4.63	28.21
6	78.12	100.0	34.38	28.12	60.16	31.33	49.24	8.34	5.96	23.72
7	81.25	100.0	31.25	25.00	59.38	28.67	42.20	6.10	4.18	20.29
8	84.38	100.0	34.38	34.38	63.29	26.74	36.93	6.25	6.25	19.04
9	84.38	100.0	31.25	40.62	64.06	23.77	32.82	4.75	7.30	17.16
10	87.50	100.0	31.25	28.12	61.72	22.77	29.54	4.27	3.58	15.04

En base a los resultados de esta tabla, se observa que para este sujeto la precisión del sistema disminuye a medida que avanzan las sesiones. Esto indica que el transcurso del tiempo provoca un deterioro en el sistema, y el entrenamiento realizado en la primera sesión no es eficaz para mantener un rendimiento consistente en las siguientes sesiones.

En la figura 6-20 se puede ver la plantilla media de los 4 trains realizados del canal Oz del sujeto 7 en respuesta a la presentación del estímulo de la letra P (comando que tiene lag 0) con electrodos secos de la señal c-VEP. Esta plantilla es la que utiliza el programa MEDUSA© cuando se observa ese comando específico, y para el resto de comandos se utiliza la misma plantilla pero desplazada según el lag de la secuencia de iluminación.

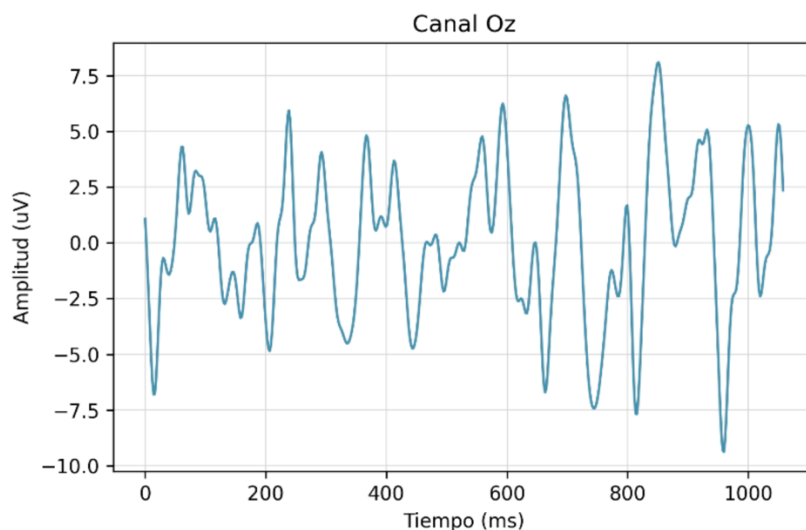


Figura 6-20. Template canal Oz del Sujeto 7 con electrodos pasivos húmedos.

6.8.3 Electrodo activo húmedo de g.USBamp

Para este equipo, el sujeto 7 obtuvo una precisión del 100% tras 10 ciclos de selección, y con esta precisión se obtiene una ITR de 29.54 bits/min. Al igual que en todos los sujetos, se calculan los resultados que se obtendrían para un número inferior de ciclos. Analizando los resultados se puede observar que con 7 ciclos se obtiene también una precisión del 100%, y posteriormente, para los ciclos 8 y 9 se obtienen precisiones inferiores, esto es debido a que no siempre un número mayor de ciclos corresponde con una mayor precisión, y esto puede ser debido a causas externas como el ruido.

Tabla 6-22. Resultados de precisión e ITR para el sujeto 7 con electrodos activos húmedos de g.USBamp variando el número de ciclos.

N.º ciclos por selección	Precisión (%)	ITR (bit/min)
1	60.00	122.70
2	81.25	100.34
3	96.88	91.61
4	93.75	64.46
5	90.62	48.46
6	96.88	45.80
7	100.00	42.20
8	96.88	34.35
9	93.75	28.65
10	100.00	29.54

En la figura 6-21 se puede ver la template media de los 4 trains realizados del canal Oz del sujeto 7 en respuesta a la presentación del estímulo de la letra P (comando que tiene lag 0) en el caso del equipo g.USBamp de la señal c-VEP. Esta plantilla es la que utiliza el programa MEDUSA© cuando se observa ese comando específico, y para el resto de comandos se utiliza la misma plantilla pero desplazada según el lag de la secuencia de iluminación.

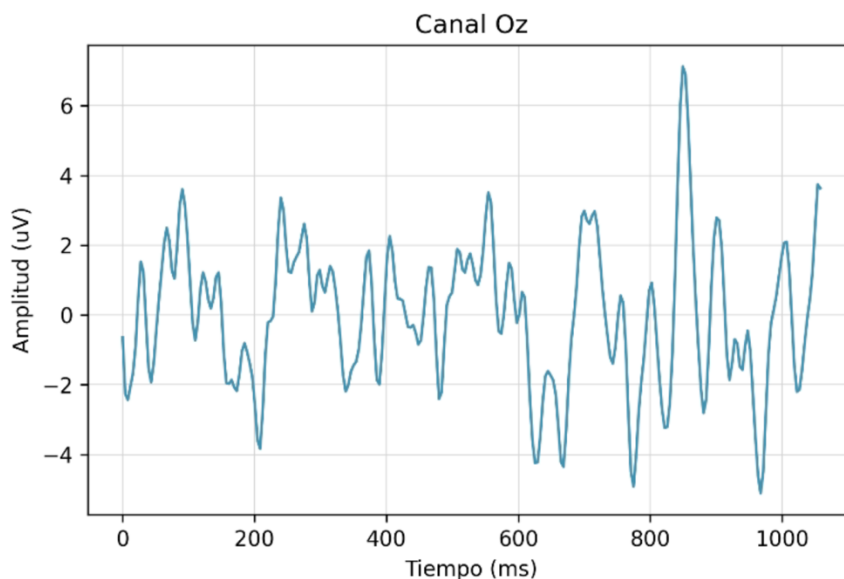


Figura 6-21. Template canal Oz del Sujeto 7 con electrodos activos húmedos de g.USBamp.

6.9 Sujeto 8

6.9.1 Electrodo pasivos secos con Enobio

Para este tipo de electrodos, el octavo sujeto obtuvo una precisión media de todas las sesiones de 2.34 tras 10 ciclos de selección, y una ITR media de 0.03 bits/min. En la siguiente tabla se recogen todos los resultados que se hubieran obtenido para un número inferior de ciclos por selección, así como los resultados para todas las sesiones realizadas.

Tabla 6-23. Resultados de precisión e ITR para el sujeto 8 con electrodos pasivos secos variando el número de ciclos.

N.º ciclos por selección	Precisión (%)					ITR (bit/min)				
	S1	S2	S3	S4	Media	S1	S2	S3	S4	Media
1	3.12	0.00	6.25	0.00	2.34	0.02	0.00	1.37	0.00	0.35
2	3.12	0.00	3.12	0.00	1.56	0.009	0.00	0.009	0.00	0.00
3	3.12	0.00	0.00	0.00	0.78	0.006	0.00	0.00	0.00	0.00
4	3.12	0.00	0.00	0.00	0.78	0.004	0.00	0.00	0.00	0.00
5	3.12	0.00	6.25	0.00	2.34	0.003	0.00	0.27	0.00	0.07
6	6.25	0.00	6.25	0.00	3.13	0.23	0.00	0.23	0.00	0.11
7	3.12	0.00	3.12	0.00	1.56	0.002	0.00	0.002	0.00	0.00
8	3.12	0.00	0.00	0.00	0.78	0.002	0.00	0.00	0.00	0.00
9	9.38	0.00	3.12	3.12	3.91	0.46	0.00	0.002	0.002	0.12
10	6.25	0.00	3.12	0.00	2.34	0.14	0.00	0.002	0.00	0.03

En la figura 6-22 se puede ver la template media de los 4 trains realizados del canal Oz del sujeto 7 en respuesta a la presentación del estímulo de la letra P (comando que tiene lag

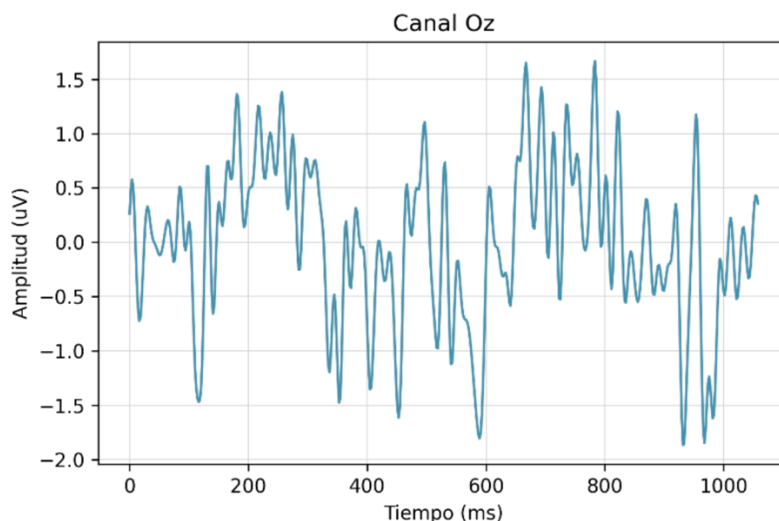


Figura 6-22. Template canal Oz del Sujeto 8 con electrodos pasivos secos.

0) con electrodos secos de la señal c-VEP. Esta plantilla es la que utiliza el programa MEDUSA© cuando se observa ese comando específico, y para el resto de comandos se utiliza la misma plantilla pero desplazada según el lag de la secuencia de iluminación.

6.9.2 Electrodo pasivos húmedos con Enobio

Para este tipo de electrodos, el octavo sujeto obtuvo una precisión media de todas las sesiones de 28.12% tras 10 ciclos de selección, y una ITR media de 5.34 bits/min. En la siguiente tabla se recogen todos los resultados que se hubieran obtenido para un número inferior de ciclos por selección, así como los resultados para todas las sesiones realizadas.

Tabla 6-24. Resultados de precisión e ITR para el sujeto 8 con electrodos pasivos secos variando el número de ciclos.

N.º ciclos por selección	Precisión (%)					ITR (bit/min)				
	S1	S2	S3	S4	Media	S1	S2	S3	S4	Media
1	6.25	12.50	3.12	6.25	7.03	1.37	7.90	0.02	1.37	2.66
2	28.12	18.75	6.25	0.00	13.28	17.88	8.75	0.68	0.00	6.83
3	40.62	37.50	15.62	0.00	23.44	21.90	19.23	4.13	0.00	11.31
4	43.75	50.00	9.38	0.00	25.78	18.51	22.93	1.04	0.00	10.62
5	46.88	46.88	9.38	0.00	25.79	16.55	16.55	0.83	0.00	8.48
6	43.75	43.75	6.25	0.00	23.44	12.34	12.34	0.23	0.00	6.23
7	46.88	53.12	3.12	0.00	25.78	11.82	14.43	0.00	0.00	6.56
8	40.62	50.00	6.25	0.00	24.22	8.21	11.47	0.17	0.00	4.96
9	46.88	56.25	3.12	0.00	26.56	9.19	12.30	0.00	0.00	5.37
10	46.88	62.50	3.12	0.00	28.13	8.27	13.10	0.00	0.00	5.34

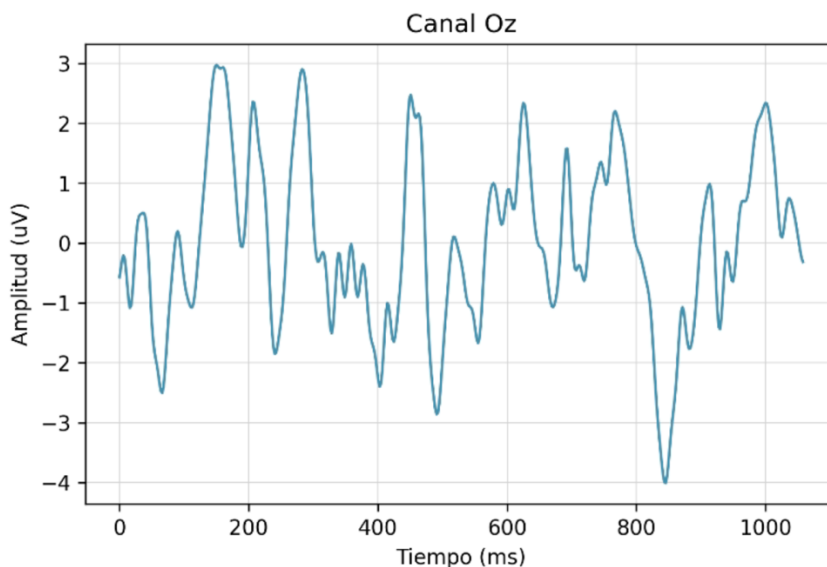


Figura 6-23. Template canal Oz del Sujeto 8 con electrodos pasivos húmedos.

En esta tabla se puede ver que, al igual que pasó con el sujeto 1, en la última sesión se ha producido un error a la hora de transmitir la señal, lo que reduce significativamente los resultados. Además, similar a lo observado con el sujeto 7, este sujeto presenta una disminución en la precisión del sistema a lo largo del tiempo entre sesiones. No obstante, cabe señalar que este sujeto manifestó reiteradamente que presentaba molestias con el casco, y salvo en la segunda sesión, el sistema no logró interpretar correctamente más de la mitad de los comandos que el sujeto quería transmitir.

En la figura 6-23 se puede ver la template media de los 4 trains realizados del canal Oz del sujeto 8 en respuesta a la presentación del estímulo de la letra P (comando que tiene lag 0) con electrodos secos de la señal c-VEP. Esta plantilla es la que utiliza el programa MEDUSA© cuando se observa ese comando específico, y para el resto de comandos se utiliza la misma plantilla pero desplazada según el lag de la secuencia de iluminación.

6.9.3 Electrodo activos húmedos de g.USBamp

Para este equipo, el octavo sujeto obtuvo una precisión del 87.50% tras 10 ciclos de selección, y con esta precisión se obtiene una ITR de 22.77 bits/min. Al igual que en todos los sujetos, se calculan los resultados que se obtendrían para un número inferior de ciclos. En este sujeto observamos que al igual que en el sujeto 5 o 6, no hay ningún valor para el cual se obtenga una precisión máxima. Como ya se ha explicado, no sería muy viable una reducción del tiempo de selección, ya que empeoraría los valores de precisión.

Tabla 6-25. Resultados de precisión e ITR para el sujeto 8 con electrodos activos húmedos de g.USBamp variando el número de ciclos.

N.º ciclos por selección	Precisión (%)	ITR (bit/min)
1	18.75	17.50
2	25.00	14.62
3	31.25	14.24
4	56.25	27.67
5	50.00	18.35
6	68.75	25.44
7	65.62	20.23
8	78.12	23.50
9	81.25	22.30
10	87.50	22.77

En la figura 6-24 se puede ver la template media de los 4 trains realizados del canal Oz del sujeto 8 en respuesta a la presentación del estímulo de la letra P (comando que tiene lag 0) en el caso del equipo g.USBamp de la señal c-VEP. Esta plantilla es la que utiliza el programa MEDUSA© cuando se observa ese comando específico, y para el resto de comandos se utiliza la misma plantilla pero desplazada según el lag de la secuencia de iluminación.

6.10 Media de los resultados

En esta última parte del capítulo de resultados, se ha calculado una media de todos los resultados.

6.10.1 Electrodo pasivos secos con Enobio

6.10.1.1 Sesión 1

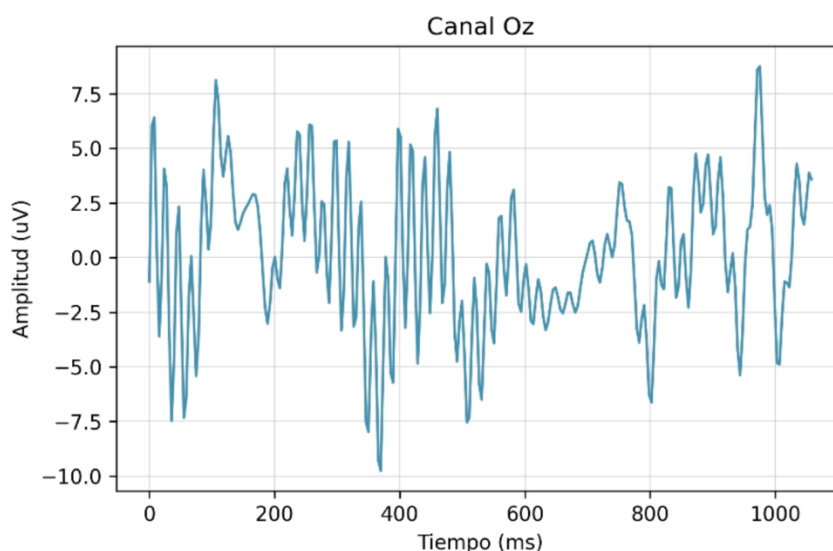


Figura 6-24. Template canal Oz del Sujeto 8 con electrodos activos húmedos de g.USBamp.

En esta tabla se muestran la precisión e ITR medias para todos los sujetos en la primera sesión, y a continuación, se representan estos resultados gráficamente.

Tabla 6-26. Precisión e ITR medias de todos los sujetos para la sesión 1 con electrodos pasivos secos.

N.º ciclos por selección	Precisión (%)	ITR (bit/min)
1	12.11	11.54
2	17.58	10.57
3	15.63	5.79
4	17.97	5.81
5	20.83	5.36
6	21.49	4.95
7	20.31	3.85
8	21.09	3.53
9	23.05	3.70
10	22.66	3.30

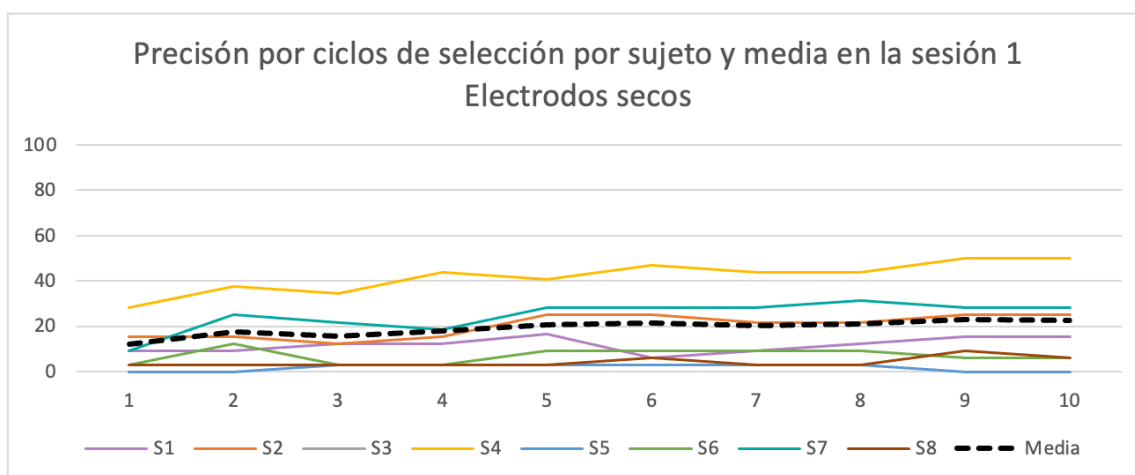


Figura 6-25. Representación gráfica de la variación de la precisión de todos los sujetos en función del número de ciclos con electrodos pasivos secos en la sesión 1.

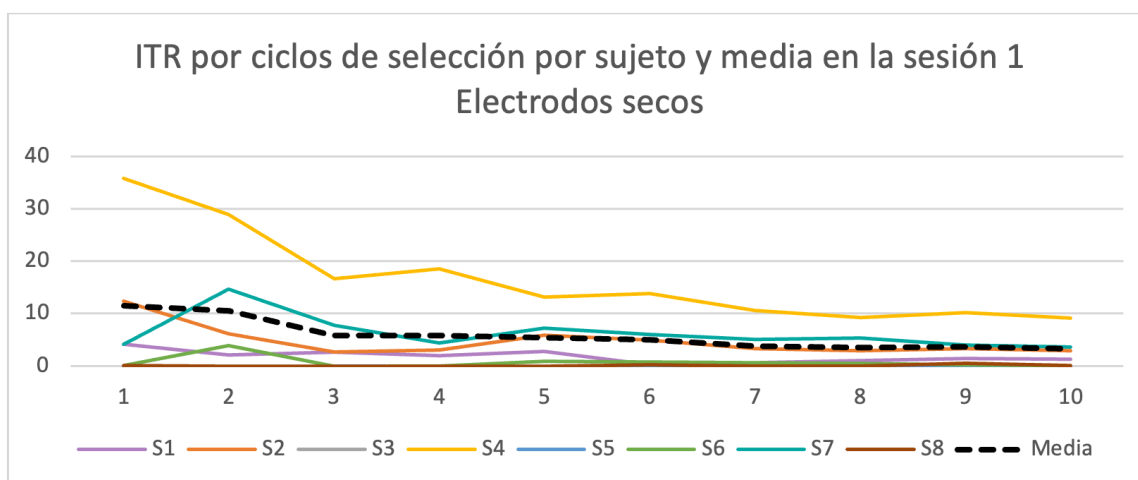


Figura 6-26. Representación gráfica de la variación de la ITR de todos los sujetos en función del número de ciclos con electrodos pasivos secos en la sesión 1.

6.10.1.2 Sesión 2

En esta tabla se muestran la precisión e ITR medias para todos los sujetos en la segunda sesión, y a continuación, se representan estos resultados gráficamente.

Tabla 6-27. Precisión e ITR medias de todos los sujetos para la sesión 2 con electrodos pasivos secos.

N.º ciclos por selección	Precisión (%)	ITR (bit/min)
1	3.12	0.52
2	4.69	0.69
3	7.42	1.71
4	5.86	1.02
5	10.55	2.46
6	10.94	1.86
7	10.94	1.68
8	12.89	1.90
9	13.67	1.86
10	14.45	1.93

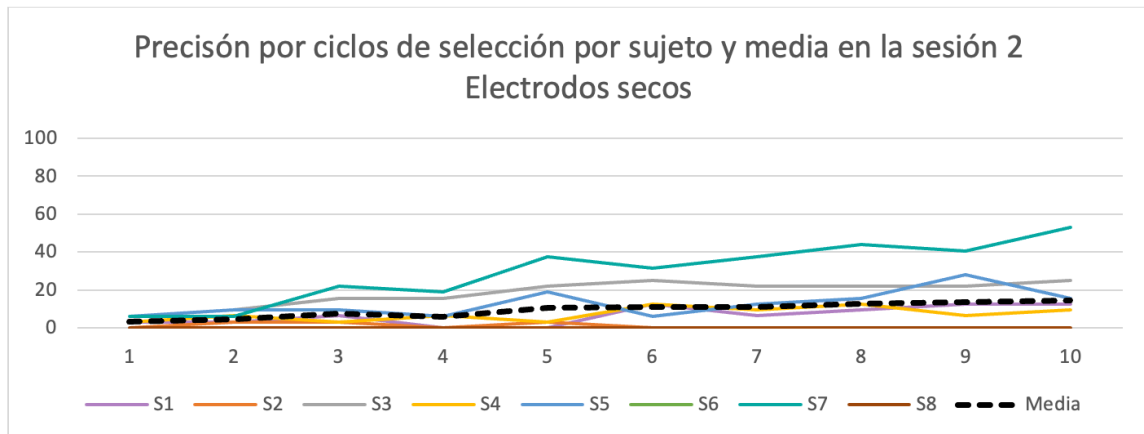


Figura 6-27. Representación gráfica de la variación de la precisión de todos los sujetos en función del número de ciclos con electrodos pasivos secos en la sesión 2.

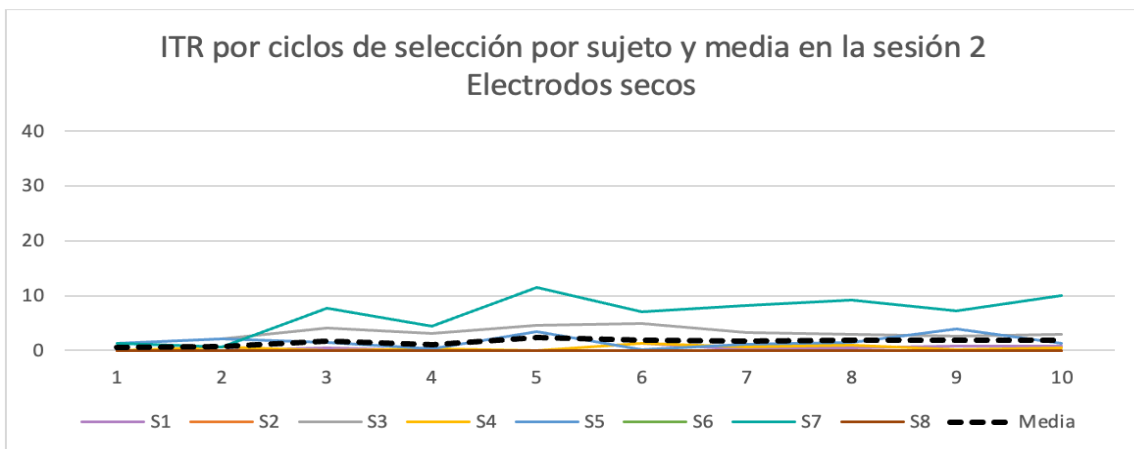


Figura 6-28. Representación gráfica de la variación de la ITR de todos los sujetos en función del número de ciclos con electrodos pasivos secos en la sesión 2.

6.10.1.3 Sesión 3

En esta tabla se muestran la precisión e ITR medias para todos los sujetos en la tercera sesión, y a continuación, se representan estos resultados gráficamente.

Tabla 6-28. Precisión e ITR medias de todos los sujetos para la sesión 3 con electrodos pasivos secos.

N.º ciclos por selección	Precisión (%)	ITR (bit/min)
1	3.51	1.72
2	4.30	1.83
3	3.51	0.73
4	5.08	1.12
5	6.25	0.84
6	6.25	0.68
7	9.37	1.44
8	9.37	1.36
9	8.59	1.01
10	9.77	1.12

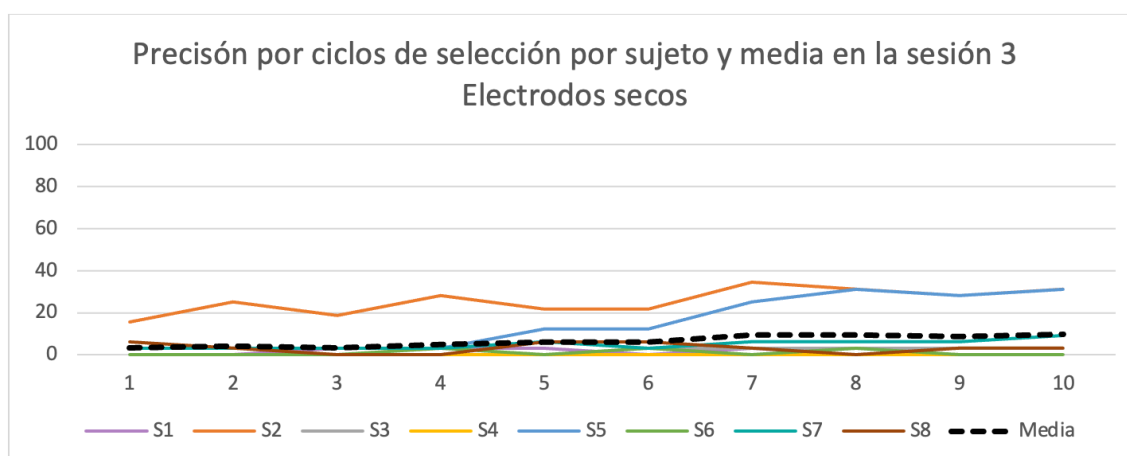


Figura 6-29. Representación gráfica de la variación de la precisión de todos los sujetos en función del número de ciclos con electrodos pasivos secos en la sesión 3.

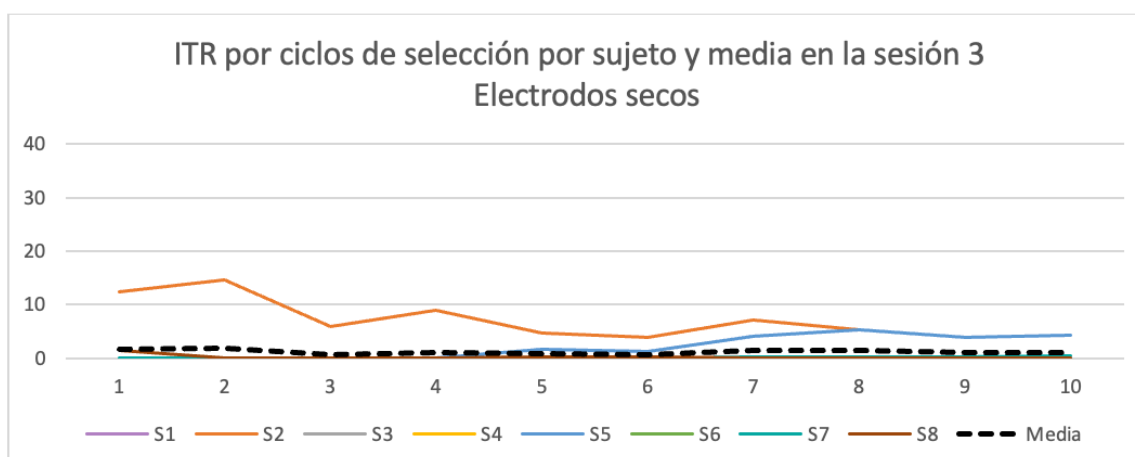


Figura 6-30. Representación gráfica de la variación de la ITR de todos los sujetos en función del número de ciclos con electrodos pasivos secos en la sesión 3.

6.10.1.4 Sesión 4

En esta tabla se muestran la precisión e ITR medias para todos los sujetos en la cuarta y última sesión, y a continuación, se representan estos resultados gráficamente.

Tabla 6-29. Precisión e ITR medias de todos los sujetos para la sesión 4 con electrodos pasivos secos.

N.º ciclos por selección	Precisión (%)	ITR (bit/min)
1	6.25	3.06
2	6.64	2.93
3	9.77	3.85
4	9.38	2.89
5	8.98	2.84
6	10.16	2.31
7	10.54	2.05
8	11.72	1.97
9	12.50	1.82
10	11.33	1.60

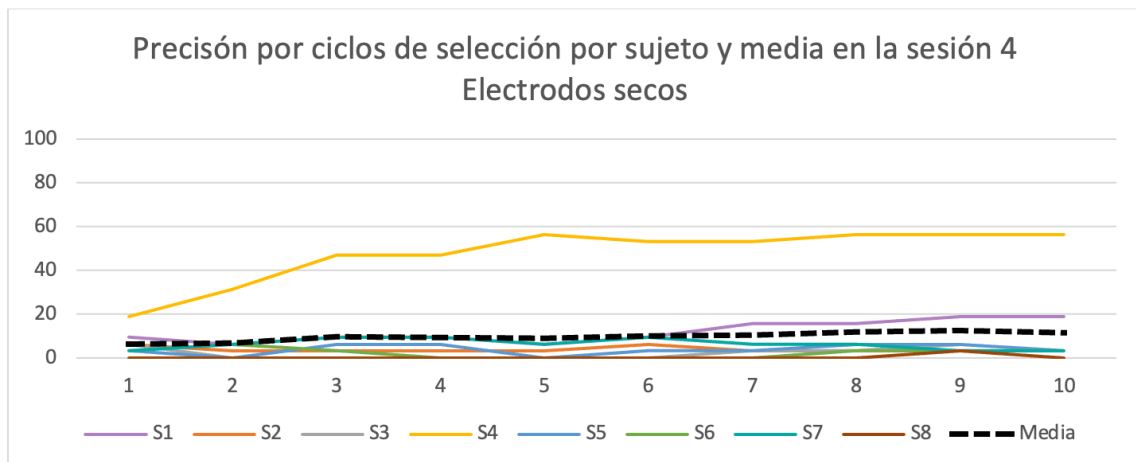


Figura 6-31. Representación gráfica de la variación de la precisión de todos los sujetos en función del número de ciclos con electrodos pasivos secos en la sesión 4.

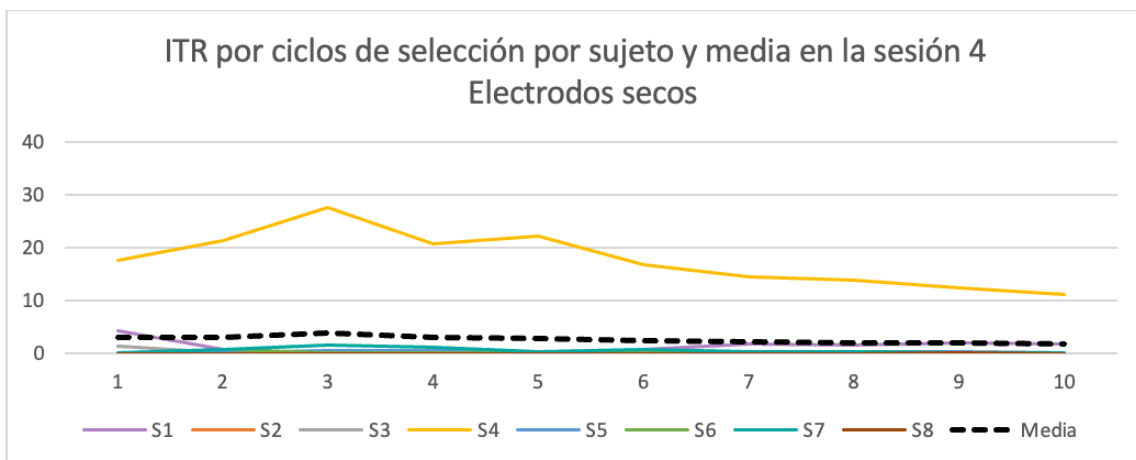


Figura 6-32 Representación gráfica de la variación de la ITR de todos los sujetos en función del número de ciclos con electrodos pasivos secos en la sesión 4.

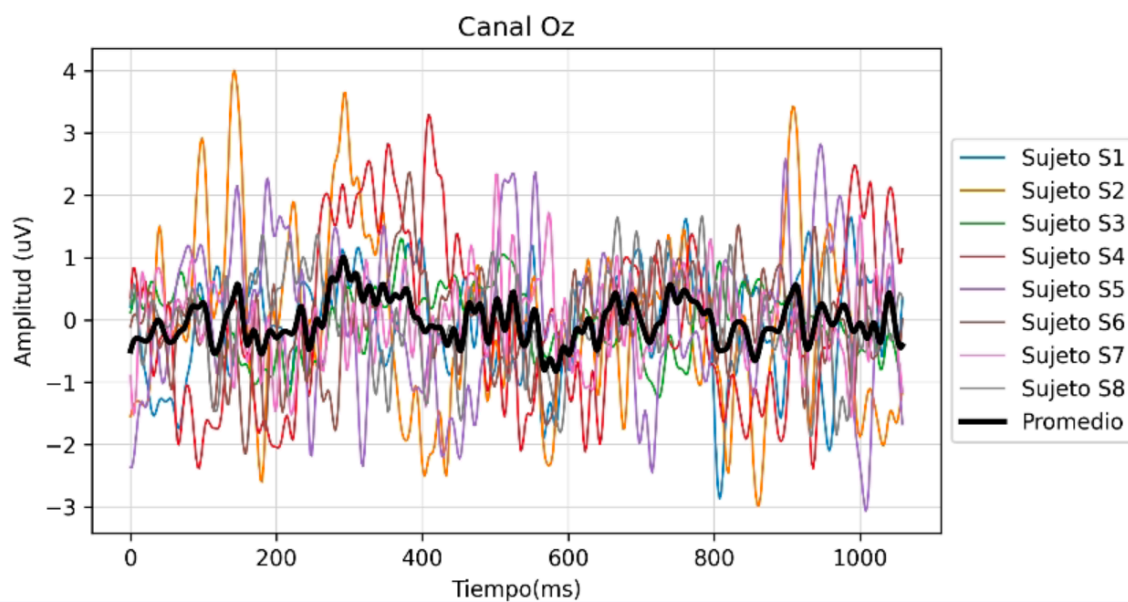


Figura 6-33. Templates del canal Oz de todos los sujetos y promedio de todas ellas con electrodos pasivos secos.

Por último, en la figura 6-33 se muestran las templates medias de los 4 trains en respuesta al comando con lag 0 de cada sujeto con electrodos secos.

En esta figura se puede observar que existe una alta variabilidad en las señales individuales de los sujetos. La señal promedio suaviza parte del ruido presente en las señales individuales, sin embargo, no es posible ver un patrón claro debido a la presencia de ruido que hay.

6.10.2 Electrodo pasivos húmedos con Enobio

6.10.2.1 Sesión 1

En esta tabla se muestran la precisión e ITR medias para todos los sujetos en la primera sesión, y a continuación, se representan estos resultados gráficamente.

Tabla 6-30. Precisión e ITR medias de todos los sujetos para la sesión 1 con electrodos pasivos húmedos.

N.º ciclos por selección	Precisión (%)	ITR (bit/min)
1	45.00	93.75
2	57.03	65.19
3	60.55	46.08
4	64.45	37.21
5	64.84	30.11
6	66.01	25.66
7	69.88	23.66
8	73.67	22.60
9	74.84	20.50
10	76.07	18.87

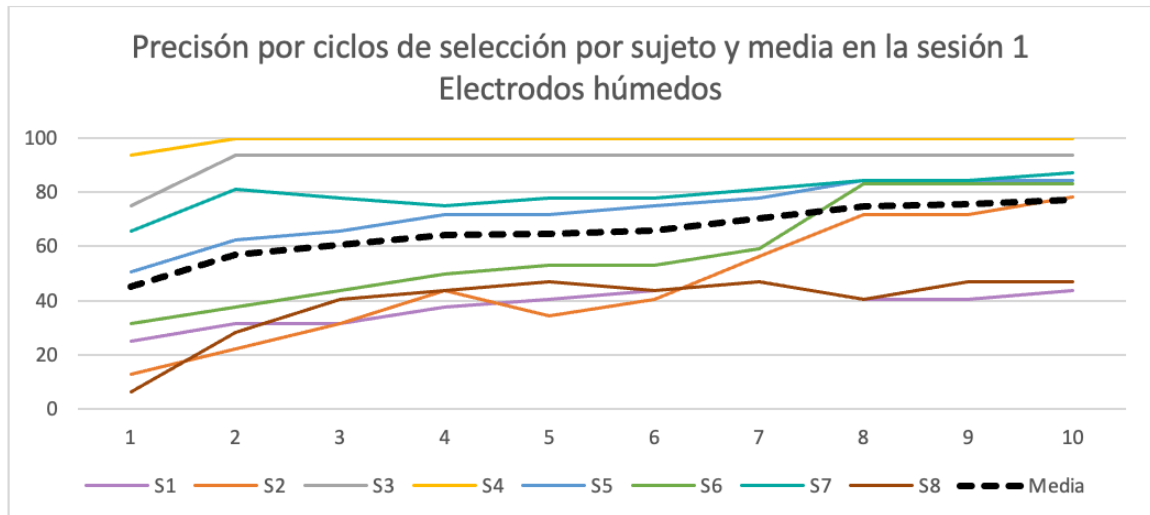


Figura 6-34. Representación gráfica de la variación de la precisión de todos los sujetos en función del número de ciclos con electrodos pasivos húmedos en la sesión 1.

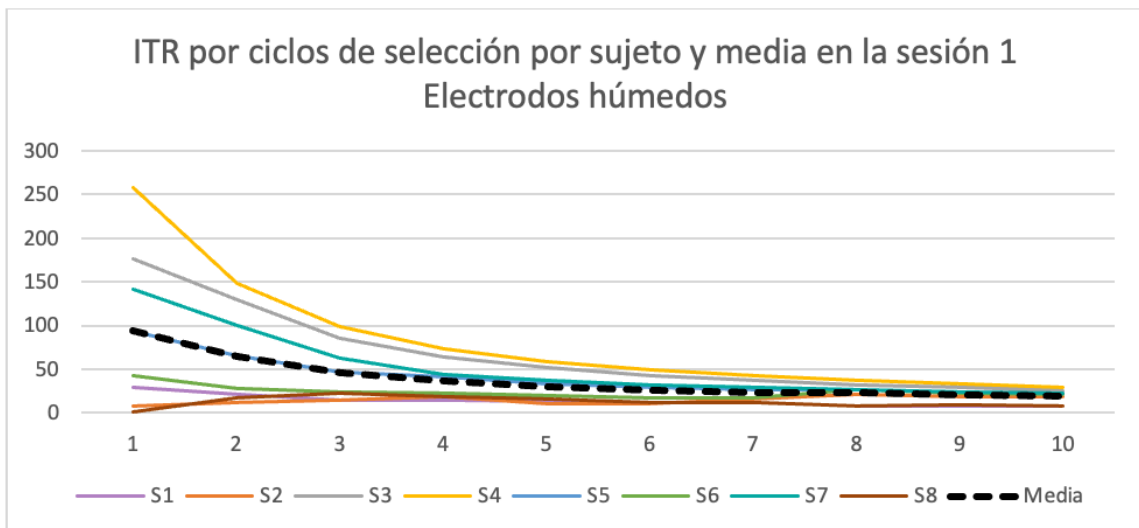


Figura 6-35. Representación gráfica de la variación de la ITR de todos los sujetos en función del número de ciclos con electrodos pasivos húmedos en la sesión 1.

6.10.2.2 Sesión 2

En esta tabla se muestran la precisión e ITR medias para todos los sujetos en la segunda sesión, y a continuación, se representan estos resultados gráficamente.

Tabla 6-31. Precisión e ITR medias de todos los sujetos para la sesión 2 con electrodos pasivos húmedos.

N.º ciclos por selección	Precisión (%)	ITR (bit/min)
1	50.47	110.42
2	66.41	86.10
3	73.05	65.43
4	76.56	52.36
5	76.56	41.97
6	76.17	34.80
7	77.34	30.31
8	76.95	26.38
9	78.52	24.10
10	79.30	21.95

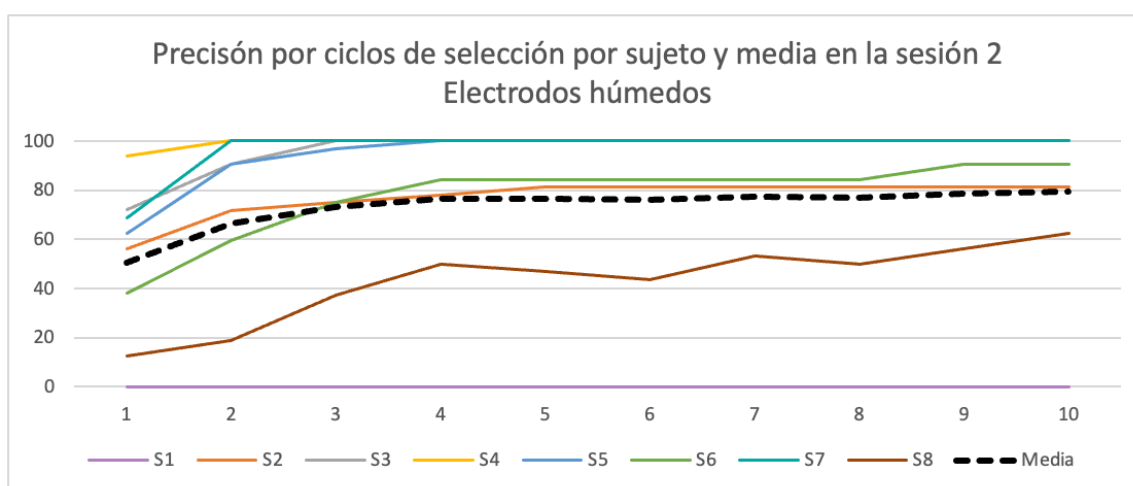


Figura 6-36. Representación gráfica de la variación de la precisión de todos los sujetos en función del número de ciclos con electrodos pasivos húmedos en la sesión 2.

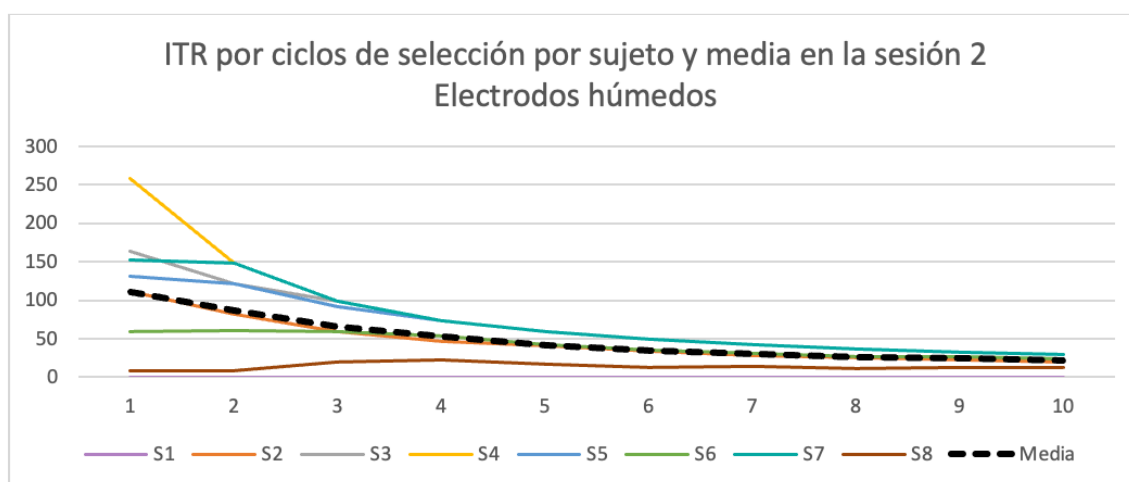


Figura 6-37. Representación gráfica de la variación de la ITR de todos los sujetos en función del número de ciclos con electrodos pasivos húmedos en la sesión 2.

6.10.2.3 Sesión 3

En esta tabla se muestran la precisión e ITR medias para todos los sujetos en la tercera sesión, y a continuación, se representan estos resultados gráficamente.

Tabla 6-32. Precisión e ITR medias de todos los sujetos para la sesión 3 con electrodos pasivos húmedos.

N.º ciclos por selección	Precisión (%)	ITR (bit/min)
1	42.97	82.32
2	62.89	74.38
3	71.48	60.35
4	75.00	49.47
5	75.78	40.38
6	75.39	33.76
7	74.61	28.72
8	76.17	25.67
9	76.17	23.10
10	75.78	20.62

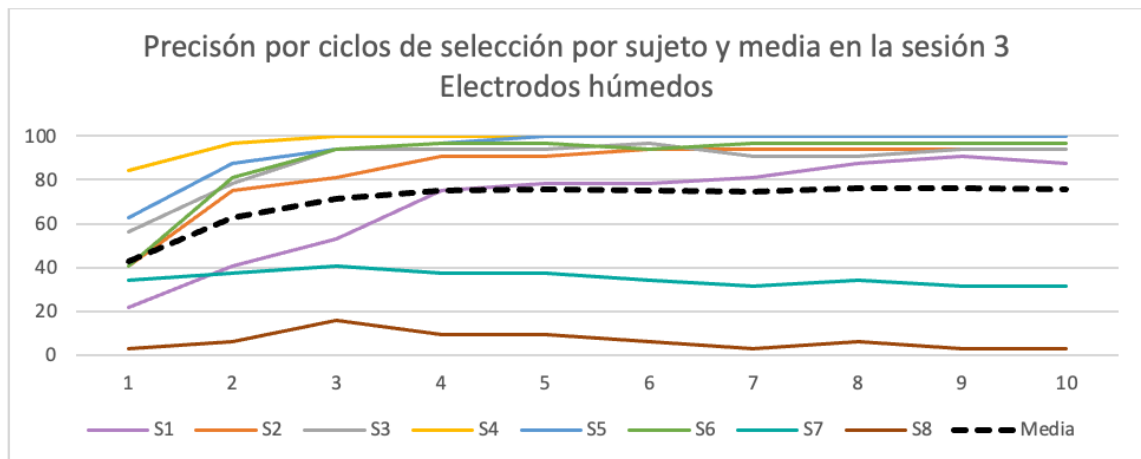


Figura 6-38. Representación gráfica de la variación de la precisión de todos los sujetos en función del número de ciclos con electrodos pasivos húmedos en la sesión 3.

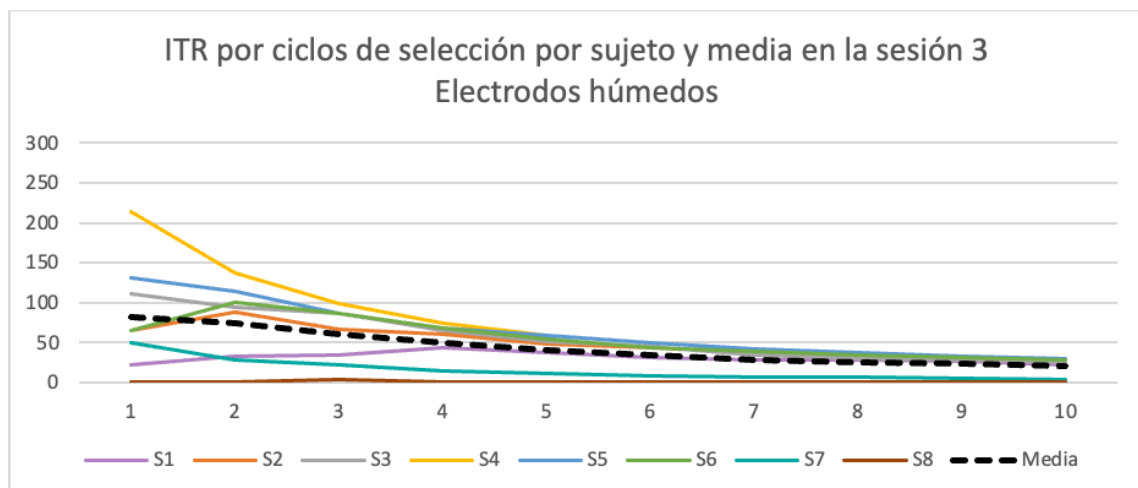


Figura 6-39. Representación gráfica de la variación de la ITR de todos los sujetos en función del número de ciclos con electrodos pasivos húmedos en la sesión 3.

6.10.2.4 Sesión 4

En esta tabla se muestran la precisión e ITR medias para todos los sujetos en la cuarta y última sesión, y a continuación, se representan estos resultados gráficamente.

Tabla 6-33. Precisión e ITR medias de todos los sujetos para la sesión 4 con electrodos pasivos húmedos.

N.º ciclos por selección	Precisión (%)	ITR (bit/min)
1	36.95	72.87
2	52.34	65.05
3	58.99	51.85
4	62.89	42.55
5	63.28	35.11
6	63.67	29.25
7	63.28	24.91
8	65.63	23.03
9	66.41	20.62
10	65.23	18.44

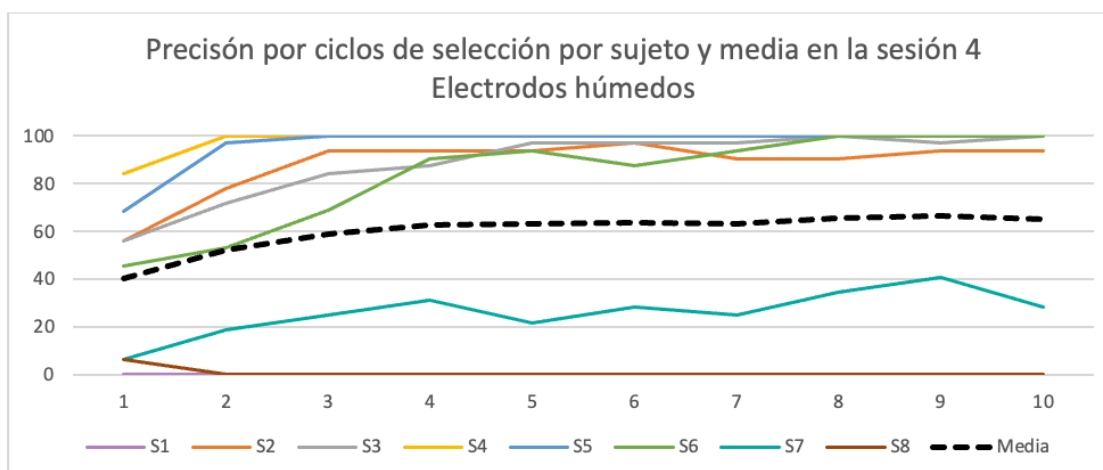


Figura 6-40. Representación gráfica de la variación de la precisión de todos los sujetos en función del número de ciclos con electrodos pasivos húmedos en la sesión 4.

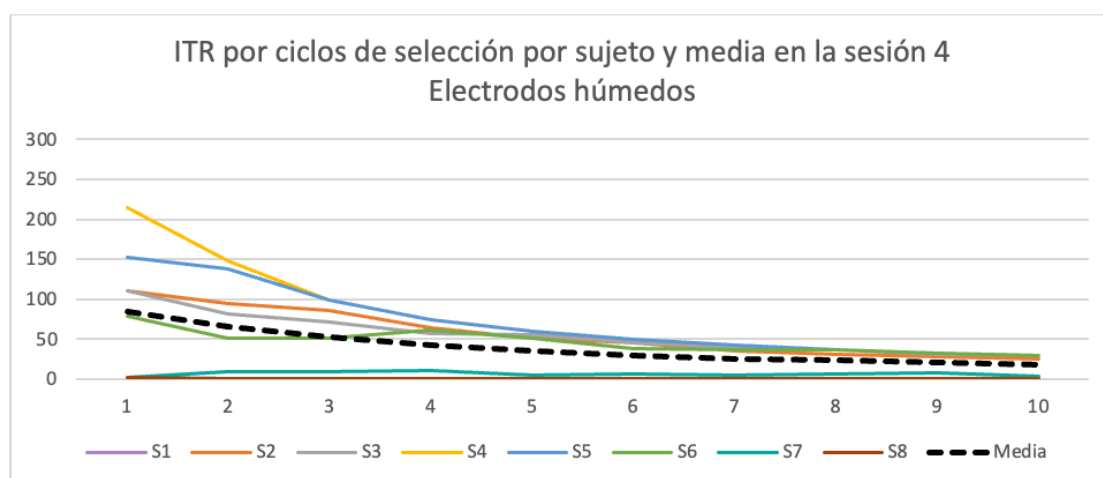


Figura 6-41. Representación gráfica de la variación de la ITR de todos los sujetos en función del número de ciclos con electrodos pasivos húmedos en la sesión 4.

Por último, en la figura 6-42 se muestran las plantillas medias de los 4 trains en respuesta al comando con lag 0 de cada sujeto con electrodos pasivos húmedos.

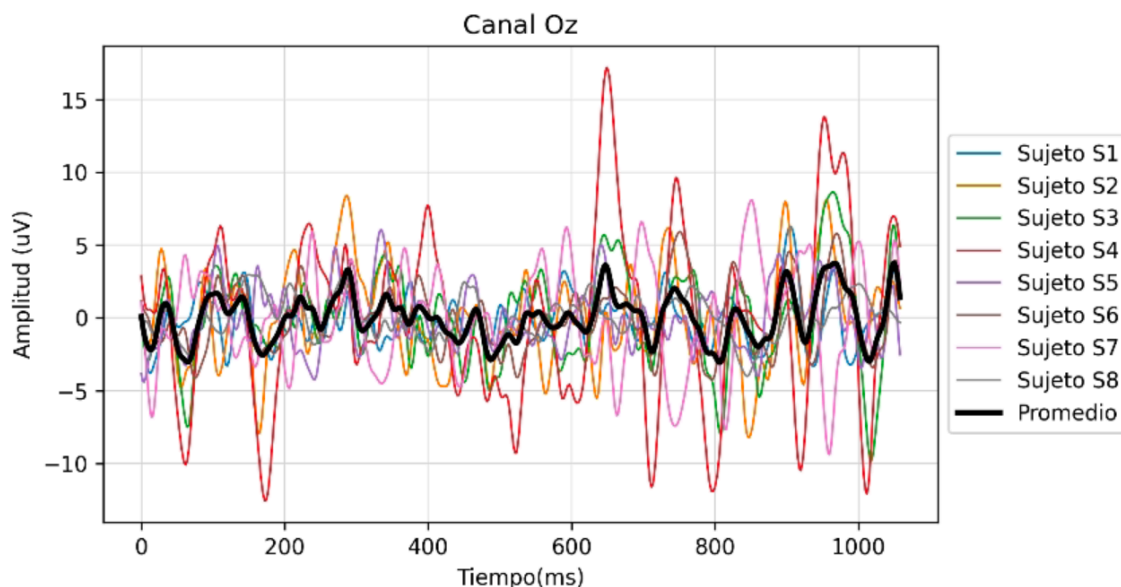


Figura 6-42. Plantillas del canal Oz de todos los sujetos y promedio de todas ellas con electrodos pasivos húmedos.

6.10.3 Electrodo activo húmedo de g.USBamp

Realizando una media de los resultados de los ocho sujetos se obtiene una precisión del 95.70% tras 10 ciclos de selección, y con esta precisión se obtiene una ITR media de 27.25 bits/min. Los resultados para el diferente número de ciclos se muestran en la tabla 6-34.

Tabla 6-34. Resultados de precisión e ITR medias de todos los sujetos con electrodos activos húmedos de g.USBamp variando el número de ciclos.

N.º ciclos por selección	Precisión media (%)	ITR media (bit/min)
1	59.85	139.95
2	75.39	95.49
3	82.03	73.11
4	87.89	59.61
5	86.72	46.78
6	91.41	42.02
7	92.58	37.09
8	93.75	32.86
9	93.75	29.21
10	95.70	27.25

Los resultados de precisión que se exponen en la tabla se muestran también gráficamente en la figura 6-43. En esta figura se puede ver que a medida que aumenta el número de ciclos por selección, aumenta la precisión, y se observa también que todos los sujetos logran alcanzar la precisión máxima menos los sujetos 5, 6 y 8.

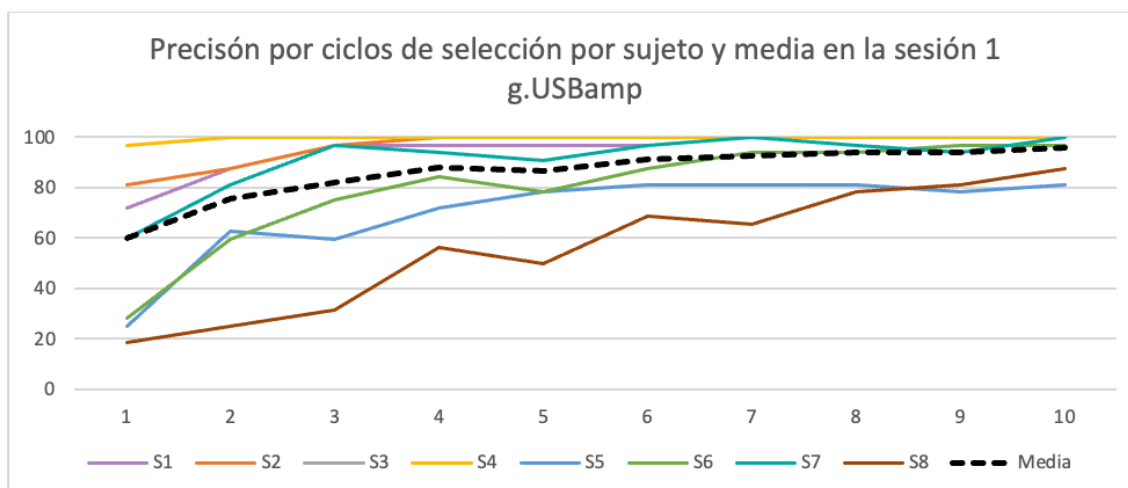


Figura 6-43. Representación gráfica de la variación de la precisión de todos los sujetos en función del número de ciclos con electrodos activos húmedos de g.USBamp.

Los resultados de ITR que se exponen en la tabla se muestran también gráficamente en la figura 6-44. En esta figura se puede ver que a medida que aumenta el número de ciclos por selección, disminuye el valor de ITR, llegando al valor más bajo de 20.07 bits/min.

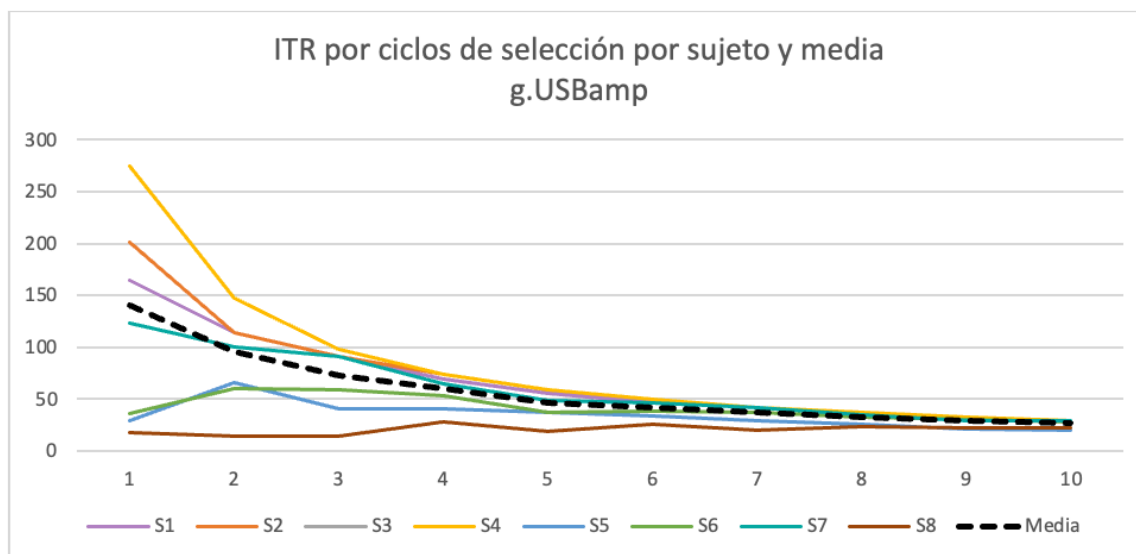


Figura 6-44. Representación gráfica de la variación de la ITR de todos los sujetos en función del número de ciclos con electrodos activos húmedos de g.USBamp.

Finalmente, se muestran las plantillas medias de los 4 trains en respuesta al comando con lag 0 de cada sujeto en la figura 6-45.

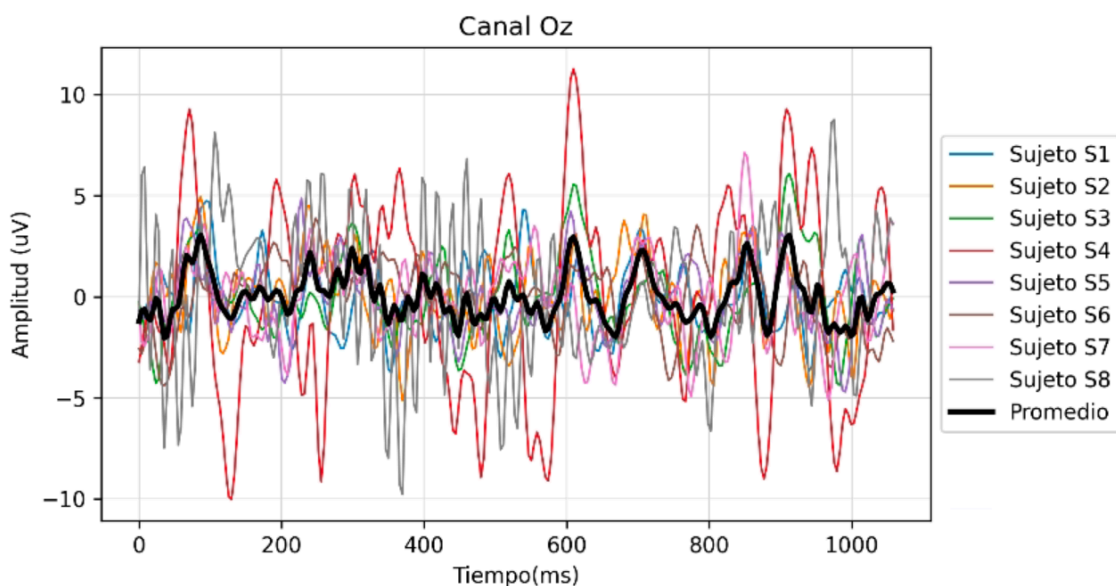


Figura 6-45. Templates del canal Oz de todos los sujetos y promedio de todas ellas con electrodos activos húmedos de g.USBamp.

En esta figura se puede observar que las respuestas cerebrales de los sujetos comparten varias similitudes, como pueden ser picos y descensos de amplitud en la señal. Este patrón es consistente a lo largo del tiempo, lo que indica que todos los sujetos respondieron al mismo tipo de estimulación visual. Se puede observar que las amplitudes de las señales varían significativamente entre sujetos. Algunos sujetos muestran picos de amplitud mayores (por ejemplo, el sujeto S4 en color rojo), mientras que otros tienen respuestas más atenuadas (por ejemplo, el sujeto S3 en color verde), y algunas señales presentan más ruido o artefactos, visibles como oscilaciones rápidas e irregulares. Esto puede deberse a diferencias individuales en la fisiología cerebral (grosor del cuero cabelludo, la conductividad del tejido, y la densidad de las neuronas en el área occipital), movimientos oculares, parpadeos, fatiga, o variaciones en la atención durante el entrenamiento. Sujetos con mayor excitabilidad cortical pueden mostrar amplitudes mayores, así como la fatiga o la falta de atención puede resultar en respuestas de menor amplitud.

6.11 Resultados del cuestionario de satisfacción

Como se mencionó en el apartado 5.2, al final de cada sesión y al final de todas las pruebas se realizó a los sujetos un cuestionario para evaluar la comodidad y facilidad del programa utilizado. Los resultados obtenidos en los cuestionarios se recogen en las siguientes tablas. Para los resultados del cuestionario realizado tras cada sesión se ha hecho la media de los resultados obtenidos tras cada sesión y luego una media final, para no incluir tantas tablas en el documento. Todos estos resultados están valorados en una escala del 1 al 5.

Tabla 6-35. Resultados medios de cada sujeto y media final del cuestionario de satisfacción realizado después de cada sesión

Pregunta	Sujeto								Media
	S1	S2	S3	S4	S5	S6	S7	S8	
Cómo calificaría la comodidad de los electrodos secos utilizados durante el estudio	3,5	2	1.5	3.25	2.25	3	3.25	1.5	2.53
Cómo calificaría la comodidad de los electrodos húmedos utilizados durante el estudio	5	5	4	4	4	3.75	3.75	4	4.18

Tabla 6-36. Resultados de cada sujeto y media del cuestionario de satisfacción final

Pregunta	Respuestas del sujeto								Media
	S1	S2	S3	S4	S5	S6	S7	S8	
El sistema es intuitivo y fácil de utilizar	5	3	4	4	5	3	4	4	4
Dificultad para mantener la concentración durante la sesión	2	2	3	5	2	4	2	3	2.88
En algún momento el sistema (plataforma MEDUSA©) no ha respondido correctamente a mis intenciones	1	2	3	1	2	2	2	3	2
La duración de cada sesión ha sido demasiado larga	1	1	2	3	3	1	1	2	1.75
Fatiga visual originada durante las sesiones	3	3	3	4	2	4	2	5	3.25
Las sesiones requieren demasiada concentración, lo que me ha terminado cansando	1	1	2	4	2	3	1	2	2
El sistema respondía correctamente a mis intenciones con los electrodos secos	1	1	1	1	1	1	1	1	1
El sistema respondía correctamente a mis intenciones con los electrodos húmedos	3	5	4	5	5	4	4	4	4.25

P9. ¿Tienes alguna recomendación o sugerencia específica para mejorar la experiencia en futuras sesiones?

S3: Usar gel, ya que, si con los electrodos secos no hubiera que apretar para conseguir señal, los preferiría ya que no manchan.

S4: Intentar cambiar el método del gel.

CAPÍTULO 7. DISCUSIÓN DE RESULTADOS

En este capítulo, se presentan y discuten los resultados obtenidos en el capítulo anterior, se compararán dichos resultados con estudios anteriores, y se identificarán y discutirán las limitaciones encontradas al realizar este estudio.

7.1 Análisis del rendimiento del sistema

Evaluación de electrodos pasivos secos

Los resultados obtenidos con los electrodos secos del equipo de Neuroelectrics han demostrado ser significativamente inferiores en comparación con los electrodos húmedos. En múltiples sesiones de prueba, las señales registradas con electrodos secos mostraron una alta variabilidad y falta de coherencia, lo que se tradujo en una precisión muy baja, llegando incluso a obtener una precisión del 0% en algunas sesiones. Este resultado indica que los electrodos secos no lograron captar adecuadamente las señales cerebrales necesarias para el correcto funcionamiento del sistema BCI.

Al analizar las gráficas de las señales registradas con electrodos secos, las cuales se pueden ver en las figuras 7-1, 7-2 y 7-3, se observa que no hay patrones claros ni consistentes que coincidan con los estímulos visuales presentados durante el entrenamiento. La alta presencia de ruido y artefactos en la señal sugiere que los electrodos secos no establecieron un buen contacto con el cuero cabelludo, lo cual es crucial para la captura precisa de las señales EEG. Además, los canales clave como Oz, que son fundamentales para detectar los VEP, no mostraron la sincronización esperada con los estímulos, indicando errores en la transmisión de la señal.

Evaluación de electrodos húmedos de Enobio 8

Los electrodos húmedos del equipo de Neuroelectrics, por otro lado, mostraron un mejor desempeño en comparación con los electrodos secos. Las señales registradas con estos electrodos presentaron patrones más claros y consistentes, aunque no alcanzaron la calidad de las señales registradas con el sistema g.USBamp. Las gráficas de los canales clave, incluyendo Oz, mostraron picos y patrones que correspondían a los estímulos visuales presentados, lo cual indica una mejor captación de las señales EEG.

Sin embargo, a pesar de la mejora en la calidad de la señal con los electrodos húmedos de Enobio 8, aún se observó cierta variabilidad. Esto podría deberse a la forma de transmisión de la señal podría haber influido en la calidad final de los datos recogidos. Al transmitirse en un primer lugar la señal por WiFi a la plataforma NIC de Neuroelectrics, y luego de ésta a MEDUSA© por LSL, puede degradarse la señal y es lo que puede empeorarla. Esta doble etapa de transmisión introduce posibles fuentes de ruido y latencia que afectan la integridad de la señal original. En la primera etapa, la transmisión inalámbrica puede estar sujeta a interferencias electromagnéticas y pérdida de paquetes, lo que deteriora la calidad de la señal antes de llegar a la plataforma NIC. Posteriormente, la transmisión de la señal a MEDUSA© mediante el protocolo LSL puede añadir más variabilidad debido a

diferencias en la sincronización y la latencia de la red, resultando en una señal final menos precisa y consistente.

Evaluación de Electroodos Húmedos de g.USBamp

El sistema de electrodos húmedos de g.USBamp demostró ser superior en comparación con los electrodos de Neuroelectrics. Como se ha mencionado antes, como este método de registro de EEG se pasa directamente a MEDUSA[©], se produce una menor pérdida de calidad de la señal.

7.2 Análisis longitudinal del rendimiento del sistema

En el análisis longitudinal, se observó que los electrodos secos no mantuvieron una calidad de señal consistente a lo largo del tiempo. Las pruebas repetidas mostraron que la variabilidad en la señal permaneció alta y la precisión fue baja en todas las sesiones. Esto sugiere que los electrodos secos no son adecuados para estudios longitudinales que requieren una captura precisa y consistente de señales EEG.

Por otro lado, los electrodos húmedos de Neuroelectrics mostraron una mejor consistencia a lo largo del tiempo, aunque con cierta variabilidad y ruido en las señales. Sin embargo, la calidad de la señal y la precisión mejoraron con el uso de electrodos húmedos, lo que los hace una opción más viable para estudios prolongados en comparación con los electrodos secos.

A pesar de los errores producidos en la transmisión de la señal, se observó que, por ejemplo, en el sujeto 1 se produjeron errores en las sesiones 2 y 4, mientras que en la sesión 3 se siguieron obteniendo los resultados esperados. Esto indica que el entrenamiento sigue siendo útil para este sujeto en esa sesión. Por lo tanto, los resultados muestran que, en general, la precisión de los electrodos húmedos de este equipo se mantiene relativamente estable en las diferentes sesiones (1 día, 1 semana, 2 semanas y 1 mes tras el entrenamiento). Estos resultados se han demostrado para todos los sujetos, excepto para el 7 y el 8.

El sistema de g.USBamp, aunque solo se probó en una sesión, demostró una calidad de señal superior y una alta precisión, lo que sugiere que sería altamente eficaz en estudios longitudinales. La baja variabilidad y el ruido mínimo en las señales indican que este sistema podría proporcionar datos fiables y consistentes a lo largo del tiempo.

Al comparar los resultados obtenidos con el Enobio 8 con los del g.USBAMP, se observa que este último tiene un rendimiento superior en términos de precisión e ITR. Los sujetos alcanzaron una precisión del 100% con el g.USBAMP, lo que no fue posible con el Enobio 8 salvo en el sujeto 4. Por ejemplo, el sujeto 2 obtuvo una precisión media de 86.82% tras 10 ciclos de selección en todas las sesiones con Enobio 8, mientras que con g.USBamp proporcionó una precisión de 100%. Esto sugiere que, aunque los electrodos húmedos del Enobio 8 son capaces de captar señales EEG útiles, la tecnología utilizada en el g.USBamp puede ser más avanzada o estable, resultando en un mejor desempeño general.

En resumen, los resultados sugieren que el entrenamiento inicial fue suficiente para mantener un buen rendimiento del sistema a lo largo de las sesiones subsecuentes, especialmente con electrodos húmedos. Esto implica que una calibración inicial adecuada puede ser suficiente para el uso prolongado del sistema sin necesidad de recalibraciones frecuentes.

Aunque se observó una ligera disminución en la precisión en algunas sesiones a medida que pasaba el tiempo, la mayoría de los sujetos mantuvieron una precisión aceptable durante el mes de seguimiento. Esto es prometedor para la viabilidad de los sistemas BCI en aplicaciones a largo plazo.

En las siguientes imágenes se muestran las señales registradas con los diferentes electrodos. La primera imagen corresponde a las señales obtenidas con electrodos secos, donde se observan amplitudes considerablemente amplias y variaciones notables en los picos, lo que sugiere una mayor cantidad de ruido o artefactos.

En la segunda imagen, se presentan las señales registradas con electrodos húmedos del sistema Neuroelectrics, donde se ve que las señales son más estables y consistentes en comparación con los electrodos secos. Las amplitudes son menores y más uniformes en todos los canales, aunque se observan algunas fluctuaciones menores, probablemente causadas por problemas intermitentes en la transmisión de la señal.

La tercera imagen muestra las señales registradas con electrodos húmedos utilizando el sistema g.USBamp. Estas señales son las más consistentes y estables de los tres conjuntos, con amplitudes bajas y menos fluctuaciones, lo que indica una mejor calidad de registro.

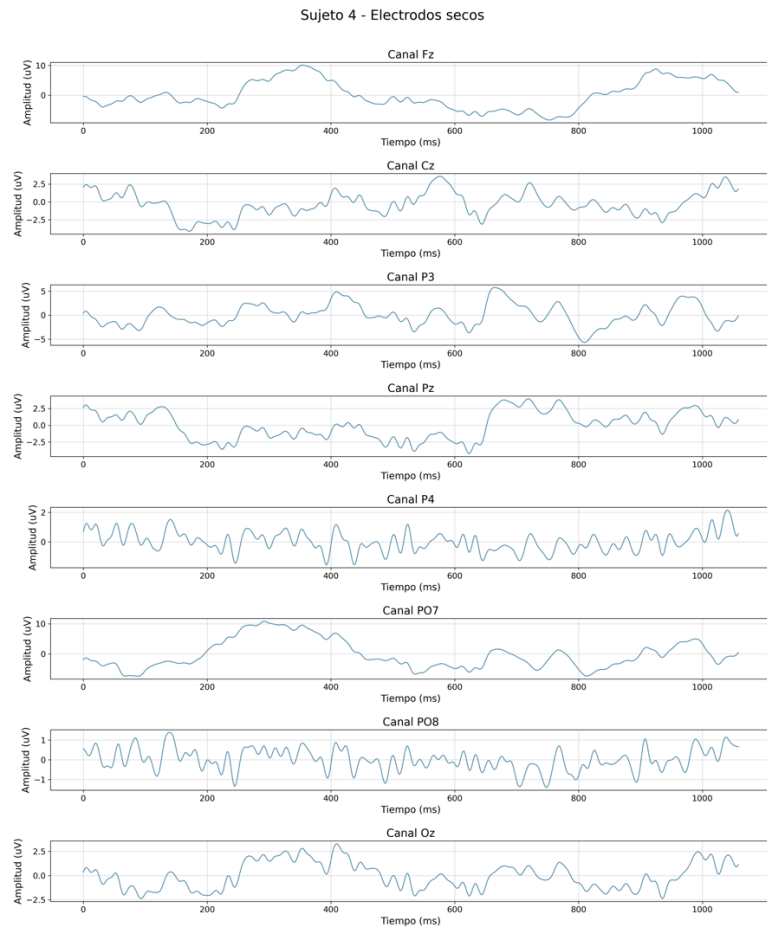


Figura 7-1. Plantillas de todos los canales del Sujeto 4 con electrodos secos.

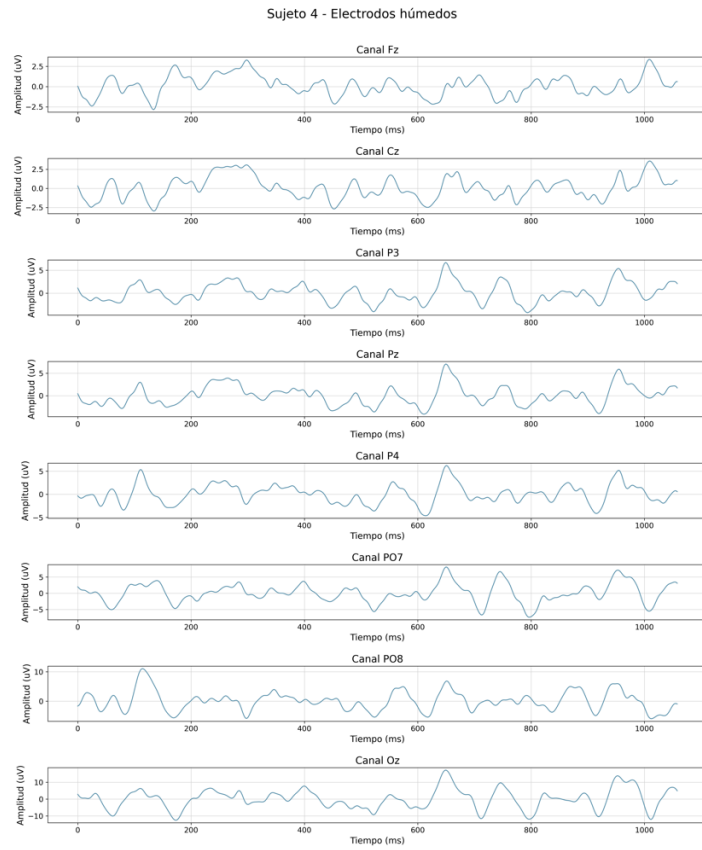


Figura 7-2. *Plantillas de todos los canales del Sujeto 4 con electrodos húmedos.*



Figura 7-3. *Plantillas de todos los canales del Sujeto 4 con g.USBamp.*

7.3 Cuestionario de satisfacción

El cuestionario de satisfacción se diseñó para evaluar la comodidad y la facilidad de uso del sistema BCI basado en c-VEP, utilizando diferentes tipos de electrodos y equipos de registro. Los participantes completaron el cuestionario al final de cada sesión y al concluir todas las pruebas. Los resultados se han recopilado y promediado para obtener una visión general de la percepción de los usuarios respecto a los diferentes equipos utilizados en el estudio.

Comodidad de los electrodos

En relación con la comodidad de los electrodos, los resultados muestran una diferencia notable entre los electrodos secos y húmedos. En promedio, los electrodos húmedos recibieron una calificación significativamente más alta en comparación con los electrodos secos.

En detalle, la media de la comodidad reportada para los electrodos secos fue de 2.53 en una escala de 1 a 5, lo que sugiere que los participantes encontraron estos electrodos moderadamente incómodos. Por otro lado, la comodidad media reportada para los electrodos húmedos fue de 4.18, indicando una percepción mucho más positiva de estos electrodos. Esto se debe a que para conseguir obtener señal

Intuición y facilidad de uso del sistema

El sistema BCI fue evaluado en términos de su intuición y facilidad de uso, obteniendo una calificación positiva en general. Específicamente, la media de las respuestas respecto a la facilidad de uso fue de 4 en una escala de 1 a 5, lo que indica que los usuarios encontraron el sistema bastante intuitivo y fácil de utilizar.

Dificultad para mantener la concentración

La capacidad de los participantes para mantener la concentración durante las sesiones es un aspecto crítico en el rendimiento de los sistemas BCI. Los resultados obtenidos reflejan cierta variabilidad en este aspecto, con una media de las respuestas de 2.88 en una escala de 1 a 5. Esto sugiere que algunos usuarios experimentaron dificultades para mantener la concentración durante las sesiones. Esto puede deberse a la variabilidad en la experiencia previa y la familiaridad de los participantes con la tecnología BCI. Los usuarios con menos experiencia podrían haber encontrado más difícil mantener la concentración debido a la novedad y complejidad del sistema.

Problemas con la plataforma MEDUSA©

La fiabilidad del sistema y su capacidad para responder correctamente a las intenciones de los usuarios también fueron evaluadas. Hubo algunas incidencias reportadas en relación con la plataforma utilizada y fue necesario reiniciar la aplicación.

Respuesta del sistema con los distintos electrodos

Cuando se usaron electrodos secos, la media de las respuestas fue más baja en comparación con los electrodos húmedos, lo que sugiere que los usuarios experimentaron más dificultades para obtener respuestas precisas del sistema, como se ha visto en los resultados.

En contraste, la evaluación de la respuesta del sistema con electrodos húmedos fue más positiva. Los participantes reportaron una mayor precisión en la interpretación de sus intenciones, con una media de respuestas considerablemente más alta que la obtenida con los electrodos secos.

7.4 Comparación con otros estudios

En el capítulo 3 se hizo una revisión sobre distintos estudios BCI basados tanto en electrodos secos y húmedos, como en estudios longitudinales a lo largo del tiempo.

M. Samara *et al.* (2022) [27] utilizaron un sistema de navegación BCI basado en SSVEP para comparar el rendimiento de los electrodos secos y húmedos empleando 4 electrodos. Participaron 23 sujetos que realizaron tres sesiones: entrenamiento, familiarización y navegación en línea. La precisión obtenida con electrodos secos fue del 82.14%, mientras que con los húmedos se alcanzó un 92.95%. En términos de ITR, los electrodos secos lograron 23 bits/min y los húmedos 67 bit/min. Tres participantes no completaron la navegación con electrodos secos y seis tuvieron dificultades con ellos, lo que sugiere una menor eficacia comparativa de los electrodos secos en este estudio.

M. Spüler *et al.* (2017) [28] emplearon un sistema que mostraba 32 estímulos objetivo en una pantalla de ordenador, modulados con un código pseudoaleatorio, y se utilizaron 15 electrodos. Con una muestra de 12 participantes, el estudio registró una precisión promedio de 75.9% con electrodos secos, y con 9 participantes de 83.69% con electrodos húmedos. Este estudio empleó un método de parada dinámica que demostró ser más efectivo que la parada fija.

En nuestro estudio, en el que se han empleado 8 electrodos, la precisión obtenida en la primera sesión con electrodos secos fue del 22.66% y con húmedos del 76.07%. En términos de ITR, los electrodos secos lograron 3.30 bit/min y los húmedos 18,87 bit/min. Además, se destaca que con los electrodos de g.USBamp se obtuvo una precisión significativamente mayor, alcanzando el 95.70% y un ITR de 27.25 bit/min, superando a todos los demás electrodos utilizados en ambos estudios.

Como conclusión, aunque el estudio de M. Samara *et al.* (2022) [27] contó con una muestra mayor y una fase de familiarización que podría haber contribuido a un mejor rendimiento en la navegación, y el estudio de M. Spüler *et al.* (2017) [28] utilizó un método de parada dinámica efectivo, nuestro estudio ha proporcionado resultados sobresalientes con los electrodos de g.USBamp. Esto indica una mayor precisión y eficiencia en la transferencia de información, superando significativamente los resultados obtenidos con los otros tipos de electrodos. Los datos sugieren que los electrodos de g.USBamp no solo

ofrecen una mayor precisión sino también una capacidad de adaptación superior, lo que los posiciona como

Tabla 7-1. Comparación de sistemas BCI basados en electrodos secos y húmedos.

Estudio	Nº de electrodos	Nº de sujetos	Electrodos	Precisión en sesión 1 (%)	ITR (bit/min)
Este estudio	8	8	Secos	22.66	3.30
			Húmedos	76.07	18.87
			g.USBamp	95.70	27.25
M. Samara <i>et al.</i> (2022) [27]	4	23	Secos	82.14	23.00
			Húmedos	92.95	67.00
M. Spüler <i>et al.</i> (2017) [28]	15	12	Secos	75.90	46.20
		9	Húmedos	83.69	144.00

una opción óptima para aplicaciones BCI, incluso frente a los métodos establecidos y validados en estudios previos.

Por último, Gemblar *et al.* (2020) [29], realizaron un estudio en el que se llevaron a cabo dos sesiones, con un intervalo de 7 a 16 días entre ellas. La primera sesión se dedicó al entrenamiento, mientras que la segunda se utilizó para evaluar el rendimiento utilizando clasificadores entrenados con señales de EEG recopiladas durante la primera sesión. Los resultados mostraron que todos los participantes, excepto uno, lograron una mayor precisión en la primera sesión, y en la segunda sesión, 8 de los 10 participantes completaron la tarea. La precisión y la ITR en la primera sesión fueron del 98.5% y 113,0 bit/min, respectivamente, mientras que en la segunda sesión fueron del 92,09 % y 70,59 bit/min. En este estudio, se han llevado a cabo cuatro sesiones con un intervalo de un mes, involucrando a 8 sujetos. La primera sesión incluyó tanto entrenamiento como prueba. Los resultados mostraron diferencias significativas entre el uso de electrodos pasivos secos y pasivos húmedos. Con electrodos secos, la precisión e ITR en las cuatro sesiones fueron de 22.66% y 3.30 bit/min, 14.45% y 1.93 bit/min, 9.77% y 1.12 bit/min, y 11.33% y 1.60 bit/min, respectivamente. Con electrodos húmedos, los resultados fueron significativamente mejores: 76.07% y 18.87 bit/min, 79.30% y 21.95 bit/min, 75.78% y 20.62 bit/min, y 65.23% y 18.44 bit/min en las cuatro sesiones.

Comparando ambos estudios, el primero involucró a más participantes pero con menos sesiones, mientras que el segundo incluye un análisis más exhaustivo con cuatro sesiones y la evaluación de dos tipos de electrodos. Los electrodos húmedos demostraron ser más eficientes en términos de precisión e ITR. Además, nuestro estudio mostró una mejora continua en los resultados a lo largo de las sesiones, destacando la importancia de un análisis longitudinal y el uso de diferentes tecnologías para obtener una evaluación más detallada y robusta del rendimiento del sistema BCI.

Tabla 7-2. Comparación de sistemas BCI basados en un estudio longitudinal.

Estudio	Nº de sujetos	Nº de comandos	Electrodos	Nº sesiones	Precisión (%)	ITR (bit/min)
Este estudio	8	32	Secos	Mismo día de la calibración	22.66	3.30
				1 semana tras la calibración	14.45	1.93
				2 semanas tras la calibración	9.77	1.12
				1 mes tras la calibración	11.33	1.60
			Húmedos	Mismo día de la calibración	76.07	18.87
				1 semana tras la calibración	79.30	21.95
				2 semanas tras la calibración	75.78	20.62
				1 mes tras la calibración	65.23	18.44
			g.USBamp	Mismo día de la calibración	95.70	27.25
			Gembler <i>et al.</i> (2020) [29]	10	39	Húmedos
Entre 7 y 16 días tras la calibración	92.09	70.59				

7.5 Limitaciones

El presente estudio ha permitido evaluar el rendimiento del sistema BCI basado en c-VEP utilizando diferentes tipos de electrodos y en distintas condiciones temporales. Sin

embargo, se han identificado varias limitaciones que deben tenerse en cuenta al interpretar los resultados y considerar futuras investigaciones y mejoras del sistema.

Variabilidad de la respuesta de electrodos secos: los electrodos secos mostraron una variabilidad significativa en su capacidad para interpretar y ejecutar correctamente las intenciones de los usuarios. La menor conductividad y el mayor nivel de ruido asociado con los electrodos secos afectaron negativamente la precisión del sistema. Esta limitación resalta la necesidad de mejorar la tecnología de los electrodos secos o de considerar el uso predominante de electrodos húmedos, a pesar de los desafíos prácticos que estos puedan presentar.

Transmisión y procesamiento de señales: el proceso de transmisión de la señal del equipo Enobio 8 a la plataforma MEDUSA© podría haber introducido interferencias que afectaron la calidad de las señales EEG. La necesidad de pasar primero por la aplicación NIC del equipo Enobio 8 y luego a la plataforma MEDUSA© añade una capa adicional de complejidad que podría haber contribuido a los problemas de fiabilidad. Además, el hecho de que la señal se transmita del equipo a la aplicación NIC mediante WiFi puede introducir retrasos o pérdidas de datos, afectando negativamente la precisión y la estabilidad del sistema.

Limitaciones del hardware: el hardware utilizado en el estudio, específicamente el equipo Enobio 8, mostró limitaciones en cuanto a su durabilidad y fiabilidad. Los problemas recurrentes con el dispositivo redujeron el número de sesiones válidas y afectaron la consistencia de los datos recolectados.

Funcionamiento síncrono: el sistema BCI permite seleccionar comandos continuamente. Después de seleccionar un carácter, las iluminaciones se reinician para permitir la siguiente selección. Si el sujeto desea parar y no seleccionar nada más, el sistema seguirá eligiendo letras al azar, incluso si el sujeto intenta ignorar las iluminaciones. Esto ocurre porque el sistema no es capaz de diferenciar si el sujeto se encuentra prestando atención o ignorando los estímulos visuales.

CAPÍTULO 8. CONCLUSIONES Y LÍNEAS FUTURAS

8.1 Conclusiones

En conclusión, los resultados obtenidos en este Trabajo de Fin de Grado indican que los sistemas BCI basados en c-VEP pueden ser efectivos para la traducción de intenciones del usuario en comandos, especialmente cuando se utilizan electrodos activos húmedos y equipos como el g.USBamp. Sin embargo, la estabilidad del equipo y la variabilidad individual son factores críticos que deben ser abordados en futuros estudios.

Los resultados de este estudio tienen varias implicaciones importantes para el diseño y la implementación de sistemas BCI basados en EEG. Primero, se destaca la importancia de seleccionar el tipo adecuado de electrodos para garantizar la calidad y la precisión de las señales. Como se ha comentado, los electrodos activos húmedos, y en particular el sistema de g.USBamp, demostraron ser superiores en este estudio, lo que sugiere que los futuros sistemas BCI deberían considerar el uso de electrodos húmedos de alta calidad para aplicaciones precisas y fiables.

Además, la variabilidad observada en los electrodos húmedos de Enobio (Neuroelectrics) sugiere que hay margen para mejorar la estabilidad y el diseño de estos electrodos. Mejoras en su tecnología y en los métodos de transmisión de señal podrían resultar en una mayor consistencia y menor ruido en las señales.

Para futuras investigaciones, se recomienda realizar estudios longitudinales más extensos utilizando el sistema de g.USBamp para confirmar su eficacia a lo largo del tiempo. Además, se podrían explorar combinaciones de diferentes tipos de electrodos y métodos de transmisión de señal para optimizar la calidad de los datos recogidos.

En resumen, estos resultados destacan las diferencias significativas en la calidad de la señal EEG registrada con distintos tipos de electrodos. Los electrodos pasivos secos mostraron un desempeño deficiente, con alta variabilidad y falta de coherencia en las señales. Los electrodos pasivos húmedos de Neuroelectrics, aunque mejoraron la calidad de la señal, aún presentaron cierta variabilidad y ruido. El sistema de g.USBamp demostró ser superior, con señales claras y consistentes. Estos hallazgos proporcionan una base sólida para futuras investigaciones y desarrollos en el campo de los sistemas BCI basados en EEG.

Un aspecto clave de la evaluación del rendimiento a lo largo del tiempo es la calibración. Un interrogante relevante es si es factible calibrar el sistema una sola vez y mantener un rendimiento óptimo durante varias sesiones sin necesidad de recalibración. Este estudio revela que, en la mayoría de los casos, una calibración inicial adecuada puede ser suficiente para mantener un buen rendimiento del sistema a lo largo del tiempo, aunque algunos sujetos experimentaron una ligera disminución en la precisión en sesiones posteriores.

La necesidad de recalibración parece depender tanto de las características del sujeto como del equipo utilizado. Los electrodos pasivos secos, por ejemplo, mostraron una mayor variabilidad y, por lo tanto, podrían requerir recalibraciones más frecuentes. En cambio, los electrodos húmedos y el sistema g.USBamp demostraron una mayor estabilidad a lo largo del tiempo, lo que indica que estos podrían ser más adecuados para estudios longitudinales sin la necesidad de recalibraciones constantes.

Es importante realizar estudios adicionales para determinar con mayor precisión en qué situaciones es necesaria la recalibración y cómo se puede optimizar el proceso de calibración para maximizar la eficacia y la usabilidad de los sistemas BCI a largo plazo.

Finalmente, se sugiere la implementación de algoritmos avanzados de procesamiento de señales para filtrar el ruido y mejorar la precisión de la detección de VEPs. La combinación de hardware de alta calidad y algoritmos sofisticados podría resultar en sistemas BCI más robustos y precisos, ampliando sus aplicaciones potenciales en diversas áreas, incluyendo la neurorehabilitación, la comunicación asistida y la investigación neurológica.

8.2 Líneas futuras

Para mejorar el rendimiento y la usabilidad de los sistemas BCI basados en c-VEP, es necesario llevar a cabo varias líneas de investigación futuras.

Mejora de electrodos secos: investigar y desarrollar nuevos materiales y diseños de electrodos secos que puedan ofrecer una precisión comparable a la de los electrodos húmedos sin sacrificar la comodidad del usuario.

Mejora de la estabilidad: es crucial mejorar la estabilidad de la señal de los electrodos húmedos del Enobio 8. Esto puede implicar mejoras en el diseño del electrodo, la calidad del gel conductor utilizado, y la robustez del sistema de conexión.

Calibración y recalibración: dado que los problemas técnicos pueden afectar significativamente el rendimiento, se recomienda implementar métodos de recalibración adaptativa que puedan compensar cualquier degradación de la señal a lo largo del tiempo.

Investigación adicional: sería beneficioso realizar estudios adicionales para entender mejor las causas de la variabilidad individual en el rendimiento del BCI con electrodos húmedos. Esto podría incluir investigaciones sobre la fisiología cerebral individual y cómo diferentes usuarios interactúan con el sistema BCI.

Método de asincronía: un posible desarrollo futuro podría ser la creación de un método de asincronía que detecte si el usuario está prestando atención a la estimulación antes de enviar cada comando. Esto permitiría que el sistema BCI no solo funcione de manera más precisa, sino también de manera más eficiente al reducir la probabilidad de que se seleccione un comando sin intención del usuario. Este tipo de mecanismo podría optimizar la interacción entre el usuario y el sistema, mejorando la usabilidad general del BCI.

CAPÍTULO 9. REFERENCIAS

- [1] S. Madhally, *Principles of Biomedical Engineering*, Second Edition. Artech House, 2019.
- [2] J. Enderle, J. Bronzino, and S. M. Blanchard, *Introduction to Biomedical Engineering*. Academic Press, 2005.
- [3] R. M. Rangayyan, *Biomedical Signal Analysis*. Wiley-IEEE Press, 2002.
- [4] P. A. C. Pérez, J. R. García, y J. J. R. Ibáñez, "Procesado de señales biomédicas". Castilla-La Mancha, España: Univ. de Castilla La Mancha, 2007.
- [5] E. Niedermeyer and F. H. L. da Silva, *Electroencephalography*. Lippincott Williams & Wilkins, 2005.
- [6] W. O. Tatum and. IV, *Handbook of EEG Interpretation*, Second Edition. Demos Medical Publishing, 2014.
- [7] F. Ramos-Argüelles, G. Morales, S. Egozcue, "Técnicas básicas de electroencefalografía: principios y aplicaciones clínicas Basic techniques of electroencephalography: principles and clinical applications", *Anales Del Sistema Sanitario De Navarra*, vol. 32. *Anales Del Sistema Sanitario De Navarra*, pp. 69–82.
- [8] M. Rangaswamy et al., "Beta power in the EEG of alcoholics", *Biological Psychiatry*, vol. 52. *Biological Psychiatry*, pp. 831–842, Oct. 15, 2002.
- [9] R. Homan, R. Homan, "The 10-20 Electrode System and Cerebral Location", *American Journal of Electroneurodiagnostic Technology*, vol. 28. *American Journal of Electroneurodiagnostic Technology*, pp. 269–279, Dec. 01, 1988.
- [10] J. Wolpaw y E. W. Wolpaw, *Brain-Computer Interfaces: Principles and Practice*. Oxford Univ. Press, 2012.
- [11] J. R. Wolpaw et al., "Brain-computer interface technology: a review of the first international meeting", *IEEE Trans. Rehabil. Eng.*, vol. 8, n.º 2, pp. 164–173, junio de 2000.
- [12] UMA-BCI. Interfaces Cerebro-Computadora (Universidad de Málaga).
- [13] R. P. N. Rao, *Brain-Computer Interfacing: An Introduction*. Cambridge Univ. Press, 2013.
- [14] L. F. Nicolas-Alonso y J. Gomez-Gil, "Brain Computer Interfaces, a Review", *Sensors*, vol. 12, n.º 2, pp. 1211–1279, enero de 2012.

- [15] J. Ruiz-Vanoye, O. Díaz-Parra, A. Ochoa-Zezzatti, I. Cruz, A. Fuentes-Penna, R. A. Barrera-Cámara, y B. Bernabe-Loranca, "Una primera aproximación a la Interfaz de Cómputo Cerebral," *Komputer Sapiens*, vol. 8, pp. 7-10, 2016.
- [16] V. Martínez-Cagigal, "Toward Practical P300-based Brain-Computer-Interfaces: Asynchrony, Channel Selection and Assistive Applications," Tesis doctoral, Univ. Valladolid, Valladolid, España, 2020.
- [17] D. H. Barros, "Potenciales relacionados a eventos cognitivos en Psicología del Deporte", *Revista Iberoamericana de Psicología del Ejercicio y el Deporte*, vol. 1. *Revista Iberoamericana de Psicología del Ejercicio y el Deporte*, pp. 105–117.
- [18] J. Wolpaw, N. Birbaumer, D. McFarland, G. Pfurtscheller, and T. Vaughan, "Brain-computer interfaces for communication and control", *Clinical Neurophysiology*, vol. 113. pp. 767–791, Jun. 01, 2002.
- [19] G. Pfurtscheller, G. R. Müller, J. Pfurtscheller, H. J. Gerner, and R. Rupp, "'Thought'-control of functional electrical stimulation to restore hand grasp in a patient with tetraplegia," *Neuroscience Letters*, vol. 351, no. 1, pp. 33-36, Dec. 2003.
- [20] Muller-Putz, G.R.; Pfurtscheller, G. Control of an Electrical Prosthesis With an SSVEP-Based BCI. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 2008, 55, 361–364.
- [21] L. A. Farwell and E. Donchin, "Talking off the top of your head: toward a mental prosthesis utilizing event-related brain potentials," *Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol.*, vol. 70, no. 6, pp. 510–523, 1988.
- [22] E. C. Lalor, S. P. Kelly, C. Finucane, R. Burke, R. Smith, and G. McDarby, "Steady-State VEP-Based Brain-Computer Interface Control in an Immersive 3D Gaming Environment," *EURASIP Journal on Advances in Signal Processing*, vol. 2005, no. 19, pp. 1-9, Dec. 2005.
- [23] N. Birbaumer, N. Ghanayim, T. Hinterberger, I. Iversen, B. Kotchoubey, A. Kübler, J. Perelmouter, E. Taub, and H. Flor, "A spelling device for the paralysed," *Nature*, vol. 398, no. 6725, pp. 297-298, Mar. 1999.
- [24] V. Martínez-Cagigal, J. Thielen, E. Santamaría-Vázquez, S. Pérez-Velasco, P. Desain, and R. Hornero, "Brain-computer interfaces based on code-modulated visual evoked potentials (c-VEP): a literature review", *Journal of Neural Engineering*, vol. 18. *Journal of Neural Engineering*, Nov. 11, 2021.
- [25] Sutter E E 1984 The visual evoked response as a communication channel *Proc. IEEE Symp. Biosensors* pp 95–100.
- [26] G. Bin, X. Gao, Y. Wang, B. Hong, and S. Gao, "VEP-based brain-computer interfaces: time, frequency, and code modulations [Research Frontier]", *IEEE Computational*

- Intelligence Magazine, vol. 4. IEEE Computational Intelligence Magazine, Nov. 01, 2009.
- [27] M. Samara, C. Farmaki, N. Zacharioudakis, M. Pediaditis, M. Krana, and V. Sakkalis, "Comparison between dry and wet EEG electrodes in an SSVEP-based BCI for robot navigation", *2022 IEEE 22nd International Conference on Bioinformatics and Bioengineering (BIBE)*. 2022 IEEE 22nd International Conference on Bioinformatics and Bioengineering (BIBE), pp. 333–338, Nov. 01, 2022.
- [28] M. Spüler, "A high-speed brain-computer interface (BCI) using dry EEG electrodes", *PLoS ONE*, vol. 12. PLoS ONE, Feb. 22, 2017.
- [29] F. Gemblar, P. Stawicki, A. Rezeika, M. Benda, and I. Volosyak, "Exploring Session-to-Session Transfer for Brain-Computer Interfaces based on Code-Modulated Visual Evoked Potentials", *2020 IEEE International Conference on Systems, Man, and Cybernetics (SMC)*. 2020 IEEE International Conference on Systems, Man, and Cybernetics (SMC), pp. 1505–1510, Oct. 11, 2020.
- [30] E. Santamaría-Vázquez et al., "MEDUSA©: A novel Python-based software ecosystem to accelerate brain-computer interface and cognitive neuroscience research", *Computer methods and programs in biomedicine*, vol. 230. Computer methods and programs in biomedicine, p. 107357, Jan. 16, 2023.
- [31] K. Müller, C. Anderson, G. Birch, "Linear and nonlinear methods for brain-computer interfaces", *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 11. IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, pp. 165–169, Jul. 28, 2003.
- [32] S. Moreno-Calderón, V. Martínez-Cagigal, E. Santamaría-Vázquez, S. Pérez-Velasco, D. Marcos-Martínez, and R. Hornero, "Combining brain-computer interfaces and multiplayer video games: an application based on c-VEPs", *Frontiers in Human Neuroscience*, vol. 17. Frontiers in Human Neuroscience, Aug. 03, 2023.
- [33] A. Mohebbi, S. K. D. Engelholm, S. Puthusserypady, T. W. Kjaer, C. E. Thomsen, and H. B. D. Sorensen, "A brain computer interface for robust wheelchair control application based on pseudorandom code modulated Visual Evoked Potential," *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, vol. 9, no. 1, pp. 1-13, Sept. 2012.

CAPÍTULO 10. ÍNDICE DE ACRÓNIMOS

A continuación, se muestran todos los acrónimos utilizados en este TFG, así como su traducción al inglés.

BCI	<i>Brain Computer Interface</i> Interfaz Cerebro-Computadora
BWR rLDA	<i>Bilinear Weighted Regularized Linear Discriminant Analysis</i> Análisis discriminante lineal regularizado ponderado bilineal
CCA	<i>Canonical-Correlation Analysis</i> Análisis de Correlación Canónica
c-VEP	<i>Code-modulated Visual Evoked Potentials</i> Potenciales Evocados Visuales Modulados por Código
CLIS	<i>Complete Locked-In State</i> Estado de bloqueo completo
ECG	<i>Electrocardiogram</i> Electrocardiograma
ECoG	<i>Electrocorticography</i> Electrocorticografía
EEG	<i>Electroencephalogram</i> Electroencefalograma
ELA	<i>Amyotrophic Lateral Sclerosis</i> Esclerosis Lateral Amiotrófica
EMG	<i>Electromyogram</i> Electromiograma
ERD	<i>Event-Related Desynchronization</i> Desincronización Relacionada con Eventos
ERP	<i>Event-Related Potential</i> Potencial Relacionado con Eventos
ERS	<i>Event-Related Synchronization</i> Sincronización Relacionada con Eventos
FES	<i>Functional Electrical Stimulation</i> Estimulación Eléctrica Funcional

FFT	<i>Fast Fourier Transform</i> Transformada Rápida de Fourier
fMRI	<i>Functional Magnetic Resonance Imaging</i> Resonancia Magnética Funcional
fNIRS	<i>Functional Near-infrared Spectroscopy</i> Espectroscopía Funcional de Infrarrojo
f-VEP	<i>Frequency-modulated Visual Evoked Potential</i> Potencial evocado visual modulado en frecuencia
ITR	<i>Information Transfer Rate</i> Tasa de transferencia de información
LDA	<i>Linear Discriminant Analysis</i> Análisis Discriminante Lineal
LIS	<i>Locked-In State</i> Estado de enclaustramiento
LFSR	<i>Linear Feedback Shift Register</i> Registros de desplazamiento de retroalimentación lineal
MEG	<i>Magnetoencephalography</i> Magnetoencefalografía
MLP	Multilayer Perceptron Perceptrón Multicapa
SCP	<i>Slow Cortical Potentials</i> Potenciales Corticales Lentos
SMR	<i>Sensorimotor Rhythms</i> Ritmos Sensoriomotores
SNC	<i>Central Nervous System</i> Sistema Nervioso Central
SSVEP	<i>Steady-State Visual Evoked Potential</i> Potencial Evocado Visual de Estado Estable
SVM	<i>Support-Vector Machines</i> Máquinas de Soporte Vectorial
t-VEP	<i>Time-modulated Visual Evoked Potentials</i> Potenciales evocados visuales con modulación del tiempo
VEP	<i>Visual Evoked Potentials</i> Potenciales Evocados Visuales

VR

Virtual Reality
Realidad virtual

CAPÍTULO 11. ANEXOS

11.1 Código generado en Python

En esta sección se presentan los scripts generados en Python para el procesamiento de señales y su visualización.

11.1.1 Shift.py

```
from medusa import components
from medusa.bci import cvep_spellers as cvep
from app_constants import UPPERCASE
from app_constants import LOWERCASE
import scipy
from medusa import epoching
from medusa import frequency_filtering
import glob
import numpy as np
import matplotlib.pyplot as plt
from medusa import get_epochs_of_events
from medusa import IIRFilter
import copy

from medusa import meeg
# Create a dictionary to map the old labels to the new ones
def trim_unfinished_trial(rec):
    if np.max(rec.cvepspellerdata.cycle_idx) != \
        rec.cvepspellerdata.cycle_idx[-1]:
        last_idx = np.where(rec.cvepspellerdata.cycle_idx ==
np.max(
        rec.cvepspellerdata.cycle_idx))[0][-1] + 1
        rec.cvepspellerdata.cycle_idx =
rec.cvepspellerdata.cycle_idx[:last_idx]
        rec.cvepspellerdata.level_idx =
rec.cvepspellerdata.level_idx[:last_idx]
        rec.cvepspellerdata.matrix_idx =
rec.cvepspellerdata.matrix_idx[
                                :last_idx]
        rec.cvepspellerdata.onsets =
rec.cvepspellerdata.onsets[:last_idx]
        rec.cvepspellerdata.trial_idx =
rec.cvepspellerdata.trial_idx[:last_idx]
        rec.cvepspellerdata.unit_idx =
rec.cvepspellerdata.unit_idx[:last_idx]
    return rec

def create_dataset(files_path):
```

```

dataset = None
all_onsets= []
for i, test_ in enumerate(files_path):
    rec = components.Recording.load(test_)
    rec = trim_unfinished_trial(rec)
    channel_set_2 = meeg.EEGChannelSet()
    channel_set_2.set_standard_montage(['FZ', 'CZ',
'P3', 'PZ', 'P4', 'PO7', 'PO8', 'OZ'])

    if i == 0:
        dataset = cvep.CVEPSpellerDataset(
            channel_set=channel_set_2,
            fs=rec.eeg.fs
        )
    rec.eeg.channel_set = channel_set_2
    dataset.add_recordings(rec)

    all_onsets.extend(rec.cvepspellerdata.onsets)

    # print(f"Onsets for file {test_}:
{rec.cvepspellerdata.onsets}")

    return dataset

# Load calibration data
print(' - Loading calibration data...')
f_train =
glob.glob(r"C:\Users\GIB\Desktop\cVEP\S8\Sesion1\secos/train
*")
train_dataset = create_dataset(f_train)

# Create and train a simple filter bank CCA-based model
print(' - Training model...')
model = cvep.CVEPModelCircularShifting(bpf=[[7, (1.0,
60.0)],
[7, (12.0,
60.0)],
[7, (30.0,
60.0)]]],
notch=[7, (49.0,
51.0)],
art_rej=3.0,
correct_raster_latencies=False,
)
model.fit_dataset(train_dataset)

# Load test data
print(' - Loading online data...')

```

```

f_test =
glob.glob(r"C:\Users\GIB\Desktop\cVEP\S8\Sesion3\secos/test*
")
test_dataset = create_dataset(f_test)

decoding = model.predict_dataset(test_dataset)
print(decoding['spell_result'])
pr_result = [UPPERCASE[int(r)-1] for r in
decoding['spell_result']] #lo que ha seleccionado
print("> %s" % str(pr_result))

o =
copy.deepcopy(np.array(test_dataset.recordings[0].cvepspelle
rdata.onsets))

# Rango de ajustes en milisegundos
fine_shifts = np.arange(0, 1, 3)

# Resultados para cada ajuste fino
fine_results = []

for shift in fine_shifts:
    o_ = o + shift / 1000
    test_dataset.recordings[0].cvepspellerdata.onsets =
o_.tolist()
    decoding = model.predict_dataset(test_dataset)
    pr_result = [UPPERCASE[int(r) - 1] for r in
decoding['spell_result']]
    fine_results.append((shift, pr_result))
    print("> %i ms: \t + %s" % (shift, str(pr_result)))

# Mostrar todos los resultados para análisis posterior
for shift, pr_result in fine_results:
    print("> %i ms: \t + %s" % (shift, str(pr_result)))

# # Get the accuracy per cycles
true_labels = ['3', '23', '10', '19', '9', '4', '11', '31',
'27', '7', '3', '25', '9', '12', '31', '28', '7', '27',
'13', '9', '12', '31', '7', '12', '11', '27', '13', '9',
'31', '26', '24', '8']
counters = [0 for i in range(10)]
spelled = ["" for j in range(10)]
# accuracy = None
for trial_idx in range(len(true_labels)):
    trial_ = decoding['spell_result_per_cycle'][trial_idx]
    for cycle_idx in range(10):
        spelled[cycle_idx] += trial_[cycle_idx]
        if trial_[cycle_idx] == true_labels[trial_idx]:
            counters[cycle_idx] += 1

```

```

        accuracy = 100 * np.array(counters) /
len(true_labels)
print("    - Accuracy per cycles")
for cycle_idx in range(len(accuracy)):
    print("        * Cycle %i: %.2f%% (%s)" %
          (cycle_idx + 1, accuracy[cycle_idx],
spelled[cycle_idx]))

```

11.1.2 cVEP_EpochAnalysis_Oz

```

import os
from medusa import components
from medusa.bci import cvep_spellers as cvep
from app_constants import UPPERCASE
from app_constants import LOWERCASE
import scipy
from medusa import epoching
from medusa import frequency_filtering
import glob
import numpy as np
import matplotlib.pyplot as plt
from medusa import get_epochs_of_events
from medusa import IIRFilter
import copy

from medusa import meeg

users = ["S1", "S2", "S3", "S4", "S5", "S6", "S7", "S8"]
data_path = r"C:\Users\GIB\Desktop\cVEP"
all_epochs_Oz= [] #para almacenar las epocas

#cutoffs_bpass = np.array([[1, 60], [12, 60], [30, 60]])
fig, ax = plt.subplots(figsize=(8, 4), dpi = 300)

for user in users:
    ## comprobamos que se llelga a los datos
    # user_path = os.path.join(data_path, user,
"Sesion1\humedos")
    user_path = os.path.join(data_path, user,
"Sesion1\secos")
    train_set = glob.glob(os.path.join(user_path, "train*"))
    # print(f"archivos encontrados para {user} :
{train_set}")
    user_epochs_Oz = []

    for train_rec in train_set:
        rec = components.Recording.load(train_rec)
        #filtro paso banda
        iir_bandpass =
frequency_filtering.IIRFilter(order=7, cutoff = [1, 60],
btype='bandpass')

```

```

        rec_filter =
iir_bandpass.fit_transform(rec.eeg.signal, rec.eeg.fs)
        # filtro notch
        iir_notch = frequency_filtering.IIRFilter(7, [49,
51], 'bandstop')
        rec_filter = iir_notch.fit_transform(rec_filter,
rec.eeg.fs)

        epochs = epoching.get_epochs_of_events(
            rec.eeg.times,
            rec_filter,
            rec.cvepspellerdata.onsets,
            rec.eeg.fs,
            [0, 1058])

        user_epochs_Oz.append(epochs[:, :, 7])

    if user_epochs_Oz:
        user_epochs_Oz_concatenated =
np.concatenate(user_epochs_Oz, axis = 0)
        all_epochs_Oz.append(user_epochs_Oz_concatenated)
    else:
        print("No valid epochs found para {user}")

if not all_epochs_Oz:
    print("No valid epochs para ningun usuario")
else:
    all_epochs_Oz_concatenated =
np.concatenate(all_epochs_Oz, axis=0)
    template_Oz = np.mean(all_epochs_Oz_concatenated,
axis=0)
    tiempo_ms = np.linspace(0, 1058, len(template_Oz))

#all_epochs_Oz_concatenated =
np.concatenate([all_epochs_Oz[0], all_epochs_Oz[1],
all_epochs_Oz[2], all_epochs_Oz[3]], axis=0)

    for i, epochs in enumerate(all_epochs_Oz):
        template_Oz_subjetc=np.mean(epochs, axis=0)
        ax.plot(tiempo_ms, template_Oz_subjetc,
label=f"Sujeto {users[i]}", linewidth = 1)

        ax.plot(tiempo_ms, template_Oz, label="Promedio", color=
"#000000", linewidth = 2.5)

    # Graficar template_Oz en función del tiempo en ms
# color_hex= "#5790AB"
    ax.set_xlabel("Tiempo (ms)")
    ax.set_ylabel("Amplitud (uV)")

```

```

ax.set_title("Canal Oz")
ax.legend(loc="center left", bbox_to_anchor=(1, 0.5))

#plt.xlim(0, tiempo_ms[-1]) # Ajustar el límite del eje x
para mostrar todos los datos en ms
ax.grid(True, color = 'lightgrey', linewidth = 0.5)

plt.subplots_adjust(right=0.8)

plt.show()

```

11.1.3 cVEP_Oz_SignalProcessing_FFT

```

from medusa import components
from medusa.bci import cvep_spellers as cvep
from app_constants import UPPERCASE
from app_constants import LOWERCASE
import scipy
from medusa import epoching
from medusa import frequency_filtering
import glob
import numpy as np
import matplotlib.pyplot as plt
from medusa import get_epochs_of_events
from medusa import IIRFilter
import copy
from scipy.fft import fft, fftfreq

from medusa import meeg

#### OZ
all_epochs_Oz= [] #para almacenar las epocas
#cutoffs_bpass = np.array([[1, 60], [12, 60], [30, 60]])
fig = plt.figure(figsize=(6.5, 4), dpi = 300)
train_set =
glob.glob(r"C:\Users\GIB\Desktop\cVEP\S2\usbamp/train*")

for train_rec in train_set:
    rec = components.Recording.load(train_rec)
    #filtro paso banda
    #for cutoffs in cutoffs_bpass:
        iir_bandpass = frequency_filtering.IIRFilter(order=7,
cutoff = [1, 60], btype='bandpass')

        rec_filter= iir_bandpass.fit_transform(rec.eeg.signal,
rec.eeg.fs)
        #filtro notch
        iir_notch = frequency_filtering.IIRFilter(7, [49,51],
'bandstop')
        rec_filter = iir_notch.fit_transform(rec_filter,
rec.eeg.fs)

```

```

epochs = epoching.get_epochs_of_events(
    rec.eeg.times,
    rec_filter,
    rec.cvepspellerdata.onsets,
    rec.eeg.fs,
    [0, 1058])

all_epochs_Oz.append(epochs[:, :, 7])

all_epochs_Oz_concatenated =
np.concatenate([all_epochs_Oz[0], all_epochs_Oz[1],
all_epochs_Oz[2], all_epochs_Oz[3]], axis=0)
template_Oz = np.mean(all_epochs_Oz_concatenated, axis=0)

tiempo_ms = np.linspace(0, 1058, len(template_Oz))

# Graficar template_Oz en función del tiempo en ms
color_hex= "#5790AB"
plt.plot(tiempo_ms, template_Oz, color = color_hex,
linewidth = 1.3)
plt.xlabel('Tiempo (ms)')
plt.ylabel('Amplitud (uV)')
plt.title('Canal Oz')

#plt.xlim(0, tiempo_ms[-1]) # Ajustar el límite del eje x
para mostrar todos los datos en ms
plt.grid(True, color = 'lightgrey', linewidth = 0.5)

plt.show()

N = len(template_Oz)
T = 1.0 / rec.eeg.fs
yf = fft(template_Oz)
xf = fftfreq(N, T)[:N//2]

# Graficar el espectro de frecuencias
plt.figure(figsize=(6.5, 4), dpi=300)
plt.plot(xf, 2.0/N * np.abs(yf[0:N//2]), color=color_hex,
linewidth=1.3)
plt.xlabel('Frecuencia (Hz)')
plt.ylabel('Amplitud')
plt.title('Espectro de frecuencias (FFT) - Canal Oz')
plt.grid(True, color='lightgrey', linewidth=0.5)
plt.show()

```

11.1.4 cVEP_Multichannel_Analysis_Time_Frequency

```

from medusa import components
from medusa.bci import cvep_spellers as cvep

```



```

from app_constants import UPPERCASE, LOWERCASE
import scipy
from medusa import epoching, frequency_filtering, meeg
import glob
import numpy as np
import matplotlib.pyplot as plt
from scipy.fft import fft, fftfreq
from scipy.signal import find_peaks
import os
# Lista de nombres de canales
channel_names = ["Fz", "Cz", "P3", "Pz", "P4", "PO7", "PO8",
"Oz"]

# List to store epochs for all channels
all_epochs = [[] for _ in range(8)]
train_set =
glob.glob(r"C:\Users\GIB\Desktop\cVEP\S4\usbamp/train*")

# Extract the directory path from the first train_set file
output_dir = os.path.dirname(train_set[0])

for train_rec in train_set:
    rec = components.Recording.load(train_rec)
    # Bandpass filter
    iir_bandpass = frequency_filtering.IIRFilter(order=7,
cutoff=[1, 60], btype='bandpass')
    rec_filter = iir_bandpass.fit_transform(rec.eeg.signal,
rec.eeg.fs)
    # Notch filter
    iir_notch = frequency_filtering.IIRFilter(7, [49, 51],
'bandstop')
    rec_filter = iir_notch.fit_transform(rec_filter,
rec.eeg.fs)

    epochs = epoching.get_epochs_of_events(
        rec.eeg.times,
        rec_filter,
        rec.cvepspellerdata.onsets,
        rec.eeg.fs,
        [0, 1058])

    for ch in range(8):
        all_epochs[ch].append(epochs[:, :, ch])

# Concatenate epochs for each channel
all_epochs_concatenated = [np.concatenate(ch_epochs, axis=0)
for ch_epochs in all_epochs]
templates = [np.mean(ch_epochs, axis=0) for ch_epochs in
all_epochs_concatenated]

tiempo_ms = np.linspace(0, 1058, len(templates[0]))

```

```

color_hex = "#5790AB"

# Configuración de los parámetros de la cuadrícula
grid_params = dict(color='lightgrey', linewidth=0.75)

# Tamaños de fuente
title_fontsize = 16
label_fontsize = 14
tick_fontsize = 12

# Plotting time-domain signals for all channels
fig, axs = plt.subplots(8, 1, figsize=(16, 20), dpi=300) #
Aumentar figsize para mejor visualización
fig.suptitle('Sujeto 4 - g.USB&mp', fontsize=20, y=0.95) #
Agregar título general y ajustar su posición
for ch in range(8):
    axs[ch].plot(tiempo_ms, templates[ch], color=color_hex,
linewidth=1.3)
    axs[ch].set_xlabel('Tiempo (ms)',
fontsize=label_fontsize)
    axs[ch].set_ylabel('Amplitud (uV)',
fontsize=label_fontsize)
    axs[ch].set_title(f'Canal {channel_names[ch]}',
fontsize=title_fontsize)
    axs[ch].grid(**grid_params) # Aplicar los parámetros de
la cuadrícula
    axs[ch].tick_params(axis='both', which='major',
labelsize=tick_fontsize) # Aumentar el tamaño de las
etiquetas

plt.tight_layout(pad=2.0, rect=[0, 0, 1, 0.95]) # Ajustar
layout para dejar espacio para el título

# Save the figure to the output directory
output_path_time = os.path.join(output_dir,
'time_domain_signals.png')
plt.savefig(output_path_time, dpi=300)
plt.show()
plt.close()

def find_top_peaks(xf, yf, num_peaks=10):
    peaks, _ = find_peaks(yf)
    peak_heights = yf[peaks]
    sorted_peak_indices = np.argsort(peak_heights)[-
num_peaks:] # Obtener los índices de los picos más altos
    top_peaks = peaks[sorted_peak_indices]
    return xf[top_peaks], yf[top_peaks]

# Plotting frequency-domain signals (FFT) for all channels
fig, axs = plt.subplots(8, 1, figsize=(16, 20), dpi=300) #
Aumentar figsize para mejor visualización

```

```

fig.suptitle('Sujeto 1 - Electrodo secos', fontsize=20,
y=0.93) # Agregar título general y ajustar su posición

for ch in range(8):
    N = len(templates[ch])
    T = 1.0 / rec.eeg.fs
    yf = fft(templates[ch])
    xf = fftfreq(N, T)[:N//2]

    # Filtrar para mostrar solo de 0 a 70 Hz
    indices_validos = np.where(xf <= 70)
    xf_filtrado = xf[indices_validos]
    yf_filtrado = 2.0/N * np.abs(yf[indices_validos])

    # Encontrar los 10 picos más altos
    peak_freqs, peak_amps = find_top_peaks(xf_filtrado,
yf_filtrado)

    axs[ch].plot(xf_filtrado, yf_filtrado, color=color_hex,
linewidth=1.3)
    axs[ch].set_xlabel('Frecuencia (Hz)',
fontsize=label_fontsize)
    axs[ch].set_ylabel('Amplitud', fontsize=label_fontsize)
    axs[ch].set_title(f'Espectro de frecuencias (FFT) -
Canal {channel_names[ch]}', fontsize=title_fontsize)
    axs[ch].grid(**grid_params) # Aplicar los parámetros de
la cuadrícula
    axs[ch].tick_params(axis='both', which='major',
labelsize=tick_fontsize) # Aumentar el tamaño de las
etiquetas

    # Marcar y mostrar posiciones de los picos
    for freq, amp in zip(peak_freqs, peak_amps):
        axs[ch].plot(freq, amp, 'ro') # Marcar con un punto
rojo
        axs[ch].text(freq, amp, f'{freq:.2f} Hz',
fontsize=10, color='red') # Etiqueta del pico
        print(f'Canal {channel_names[ch]}: Pico en
{freq:.2f} Hz con amplitud {amp:.4f}')

plt.tight_layout(pad=2.0, rect=[0, 0, 1, 0.95]) # Ajustar
layout para dejar espacio para el título

# Save the figure to the output directory
output_path_freq = os.path.join(output_dir,
'frequency_domain_signals_filtered_with_peaks.png')
plt.savefig(output_path_freq, dpi=300)

# Show the frequency-domain signals plot
plt.show()
plt.close()

```


3. Comentario adicional que le gustaría compartir sobre la comodidad de los electrodos.