



Universidad  
Nacional  
de Loja

# Universidad Nacional de Loja

## Facultad de la Energía, las Industrias y los Recursos Naturales no Renovables

### Carrera de Ingeniería en Telecomunicaciones

#### Elaboración de una base de datos con señales EEG para el estudio de conectividad cerebral durante la imaginación de movimiento

Trabajo de Integración Curricular  
previo a la obtención del título de  
Ingeniero en Telecomunicaciones.

#### AUTORES:

Luis Ricardo Ochoa Ochoa

Juan Andrés Morocho Aguilar

#### DIRECTOR:

Ing. Diego Vinicio Orellana. Mg. Sc.

LOJA – ECUADOR

2024

## Certificación

Loja, 4 de abril de 2024

Ing. Diego Vinicio Orellana Mg. Sc.

**DIRECTOR DEL TRABAJO DE INTEGRACIÓN CURRICULAR**

### **CERTIFICO:**

Que he revisado y orientado todo el proceso de elaboración del Trabajo de Integración Curricular denominado: **Elaboración de una base de datos con señales EEG para el estudio de conectividad cerebral durante la imaginación de movimiento**, previo a la obtención del título de **Ingeniero en Telecomunicaciones**, de la autoría de los estudiantes **Luis Ricardo Ochoa Ochoa – Juan Andrés Morocho Aguilar**, una vez que el trabajo cumple con todos los requisitos exigidos por la Universidad Nacional de Loja para el efecto, autorizo la presentación del mismo para su respectiva sustentación y defensa.

Ing. Diego Vinicio Orellana. Mg SC.

**DIRECTOR DEL TRABAJO DE INTEGRACIÓN CURRICULAR.**

## Autoría

Nosotros, Luis Ricardo Ochoa Ochoa y Juan Andrés Morocho Aguilar, declaramos ser autores del presente Trabajo de Integración Curricular y eximimos expresamente a la Universidad Nacional de Loja y a sus representantes jurídicos, de posibles reclamos y acciones legales, por el contenido del mismo. Adicionalmente aceptamos y autorizamos a la Universidad Nacional de Loja la publicación de nuestro Trabajo de Integración Curricular en el Repositorio Digital Institucional – Biblioteca Virtual.



**Firma:**

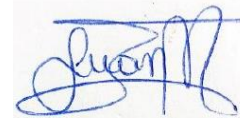
**Cedula:** 1150571816

**Fecha:** 4 de abril de 2024

**Correo electrónico:**

[luis.r.ochoa@unl.edu.ec](mailto:luis.r.ochoa@unl.edu.ec)

**Teléfono:** 0997090355



**Firma:**

**Cedula:** 1150054623

**Fecha:** 4 de abril de 2024

**Correo electrónico:**

[juan.a.morocho@unl.edu.ec](mailto:juan.a.morocho@unl.edu.ec)

**Teléfono:** 0988509870

**Carta de autorización por parte de los autores, para consulta, reproducción parcial o total y/o publicación electrónica del texto completo del Trabajo de Integración Curricular.**

Nosotros, **Luis Ricardo Ochoa Ochoa y Juan Andrés Morocho Aguilar**, declaramos ser autores del Trabajo de Integración Curricular denominado: **Elaboración de una base de datos con señales EEG para el estudio de conectividad cerebral durante la imaginación de movimiento**, como requisito para optar por el título de **Ingeniero en Telecomunicaciones**, autorizamos al sistema Bibliotecario de la Universidad Nacional de Loja para que, con fines académicos, muestre la producción intelectual de la Universidad, a través de la visibilidad de su contenido en el Repositorio Institucional.

Los usuarios pueden consultar el contenido de este trabajo en el Repositorio Institucional, en las redes de información del país y del exterior con las cuales tenga convenio la Universidad.

La Universidad Nacional de Loja, no se responsabiliza por el plagio o copia del Trabajo de Integración Curricular que realice un tercero.

Para constancia de esta autorización, suscribo, en la ciudad de Loja, a los cuatro días del mes de abril de dos mil veinticuatro.



**Firma:**

**Autor:** Luis Ricardo Ochoa Ochoa

**Cédula:** 1150571816

**Dirección:** La Banda, calle Malacatus y  
Manuela Sáenz

**Correo electrónico:**

[luis.r.ochoa@unl.edu.ec](mailto:luis.r.ochoa@unl.edu.ec)

**Celular:** 0997090355



**Firma:**

**Autor:** Juan Andrés Morocho Aguilar

**Cédula:** 1150054623

**Dirección:** Clodoveo Jaramillo

**Correo electrónico:**

[juan.a.morocho@unl.edu.ec](mailto:juan.a.morocho@unl.edu.ec)

**Celular:** 0988509870

**DATOS COMPLEMENTARIOS:**

**Director del Trabajo de Integración Curricular:** Ing. Diego Vinicio Orellana. Mg. Sc.

## **Dedicatoria**

El presente Trabajo de Integración Curricular está dedicado a mi madre y hermanos, por su amor incondicional, apoyo y sacrificio a lo largo de toda mi vida. Agradezco por ser mi fuente de inspiración y por enseñarme el valor del esfuerzo y la perseverancia.

A mi asesor, por su invaluable orientación, paciencia y sabiduría durante este arduo proceso de investigación. Su apoyo fue fundamental para alcanzar mis metas académicas.

A mis amigos y seres queridos, especialmente a Stefanny por su constante aliento y comprensión en cada etapa de esta travesía. Sus palabras de aliento y ánimo me motivaron a superar cualquier obstáculo.

A todas las personas que participaron en esta investigación, su contribución ha sido fundamental para enriquecer este trabajo y lograr su consolidación como una herramienta valiosa para el avance de la ciencia.

***Luis Ricardo Ochoa Ochoa***

A mis queridos padres, por ser mi ejemplo de perseverancia y dedicación. Su constante motivación y amor incondicional me han impulsado a superar obstáculos y a seguir adelante en busca de mis sueños.

A mis hermanos, por ser mi fuerza y compañía inquebrantable, agradezco vuestro aliento y comprensión en los momentos de estudio intenso.

A mis familiares y amigos, por creer en mí, incluso cuando dudé de mis propias habilidades. Su apoyo me impulsó a dar lo mejor de mí y a alcanzar metas.

***Juan Andrés Morocho Aguilar***

## **Agradecimiento**

Quiero expresar mi más sincero agradecimiento a todas las personas que contribuyeron de manera significativa en la realización de este Trabajo de Integración Curricular. A mi asesor y guía, por su invaluable apoyo y orientación a lo largo de este proceso. Su experiencia y conocimientos fueron fundamentales para llevar a cabo este trabajo de Integración Curricular. Agradezco a mis amigos y familiares por su constante aliento, comprensión y paciencia durante los momentos de estrés y dedicación que conlleva la realización de una tesis.

Agradezco especialmente a la Universidad Nacional de Loja por brindarme acceso a los recursos y equipos necesarios para llevar a cabo las pruebas y experimentos requeridos para esta investigación.

Finalmente, quiero agradecer a todas las personas que participaron como voluntarios en los experimentos y pruebas, su colaboración fue esencial para la recopilación de datos y el éxito de este proyecto. Este logro no hubiera sido posible sin el apoyo y contribución de cada una de estas personas. Su confianza y aliento me impulsaron a dar lo mejor de mí en esta tesis.

***Luis Ricardo Ochoa Ochoa***

Gracias a Dios por la vida y por permitirme tener esta experiencia en la universidad y formarme en lo que me apasiona.

A mi compañero de investigación, por su colaboración y dedicación a lo largo de este arduo proceso. El entusiasmo y compromiso con el proyecto fueron evidentes, y eso infundió un ambiente de trabajo en equipo que hizo que cada paso fuera más gratificante.

Al tutor de tesis, por sus consejos y sus aportes profesionales para el desarrollo de este trabajo investigativo.

A los maestros que me han formado a lo largo de esta etapa, por su paciencia, por compartir sus conocimientos de manera profesional e invaluable, por su dedicación, perseverancia y tolerancia.

Mi reconocimiento a mis compañeros y amigos, quienes me han brindado su apoyo y motivación durante este proceso.

Finalmente, a todos aquellos que contribuyeron al proceso de experimentación para el desarrollo de la investigación y la ciencia.

***Juan Andrés Morocho Aguilar***

## Índice de contenidos

<b>Portada</b> .....	<b>i</b>
<b>Certificación</b> .....	<b>ii</b>
<b>Autoría</b> .....	<b>iii</b>
<b>Carta de autorización</b> .....	<b>iv</b>
<b>Dedicatoria</b> .....	<b>v</b>
<b>Agradecimiento</b> .....	<b>vi</b>
<b>Índice de contenidos</b> .....	<b>vii</b>
Índice de Tablas: .....	x
Índice de Figuras:.....	xi
Índice de Anexos:.....	xiii
<b>1. Título</b> .....	<b>1</b>
<b>2. Resumen</b> .....	<b>2</b>
Abstract .....	3
<b>3. Introducción</b> .....	<b>4</b>
<b>4. Marco teórico</b> .....	<b>6</b>
4.1. Descripción general de un sistema BCI (Brain Computer Interface) .....	6
4.2. Patrones Neuronales .....	7
4.2.1. Potenciales evocados P300. ....	7
4.2.2. Potenciales evocados visuales de estado estable. ....	8
4.2.3. Imaginación motora o Ritmos sensoriomotores. ....	8
4.2.4. Potenciales corticales lentos. ....	9
4.3. Adquisición de Señales .....	10
4.3.1. Métodos invasivos .....	10
4.3.2. Métodos no invasivos .....	11
4.3.3. Electroencefalografía (EEG).....	11
4.3.4. Aplicaciones de la Electroencefalografía .....	12
4.4. Metodología de medición.....	13
4.4.1. Tipos de electrodos .....	13
4.4.2. Colocación de electrodos .....	14
4.4.3. Amplificadores .....	15
4.5. Preprocesamiento .....	16
4.6. Extracción de características .....	17
4.6.1. Técnicas en el dominio del tiempo .....	17

4.6.2. Técnicas en el dominio de la Frecuencia .....	18
4.6.3. Análisis de componentes independientes ICA .....	19
4.6.4. Patrones espaciales comunes CSP .....	20
4.6.5. Patrón espacial común del banco de filtros FBCSP .....	20
4.7. Métodos de clasificación de señales EEG, .....	20
4.8. Aplicaciones .....	22
4.9. Retroalimentación.....	22
4.10. Bases de datos disponibles para la investigación en MI-BCI.....	22
4.11. Oportunidades de investigación en BCI.....	24
<b>5. Metodología.....</b>	<b>25</b>
5.1. Diseño del experimento .....	25
5.1.1. Características de Adquisición .....	26
5.1.2. Preparación de la piel.....	26
5.1.3. Colocación de electrodos .....	27
5.2. Paradigma de Experimentación .....	28
5.3. Desarrollo de la Interfaz para la presentación de estímulos visuales .....	30
5.3.1. Algoritmo de presentación de estímulos visuales y adquisición de datos con OpenBCI.....	31
5.3.2. Algoritmo de presentación de estímulos visuales para el equipo g.USBamp .....	31
5.3.3. Marcadores de videos .....	32
5.4. Sistema de adquisición con OpenBCI.....	33
5.4.1. Especificaciones del sistema OpenBCI.....	33
5.4.2. Configuración de TX/RX.....	36
5.4.3. Proceso de grabación de señales EEG con OpenBCI.....	36
5.5. Sistema de adquisición con g.USBamp RESEARCH .....	38
5.5.1. Especificaciones del sistema g.USBamp RESEARCH.....	38
5.5.2. Algoritmo de adquisición de señales EEG con el equipo g.USBamp .....	39
5.5.3. Proceso de grabación de señales EEG con gUSBamp .....	40
<b>6. Resultados .....</b>	<b>44</b>
6.1. Sistema BCI desarrollado .....	44
6.2. Base de datos EEG de movimientos imaginados .....	45
6.3. Validación Técnica de las Bases de Datos de Señales EEG .....	46
6.3.1. Análisis temporal de las señales .....	46
6.3.1.1. Detección manual de artefactos.....	47
6.3.2. Análisis frecuencial de las señales.....	48
6.3.3. Mapas de distribución topográfica de los canales EEG .....	50
6.4. Manual de usuario .....	54



<b>7. Discusión.....</b>	<b>55</b>
<b>8. Conclusiones .....</b>	<b>57</b>
<b>9. Recomendaciones .....</b>	<b>58</b>
<b>10. Bibliografía .....</b>	<b>59</b>
<b>11. Anexos.....</b>	<b>68</b>

## Índice de Tablas:

<b>Tabla 1.</b> Tipos de sistemas BCI. ....	9
<b>Tabla 2.</b> Resumen de las técnicas de clasificación más comunes en EEG. ....	21
<b>Tabla 3.</b> Base de datos disponible para la investigación en MI-BCI. ....	23
<b>Tabla 4.</b> Ajustes estándar recomendados para la adquisición de datos para los diferentes equipos G.TEC. ....	26
<b>Tabla 5.</b> Duración del proceso experimental en una sesión a un sujeto. ....	30
<b>Tabla 6.</b> Marcadores para la presentación de estímulos visuales. ....	33
<b>Tabla 7.</b> Parámetros de la tarjeta Cyton de OpenBCI. ....	34
<b>Tabla 8.</b> Información específica sobre el conjunto de datos. ....	45
<b>Tabla 9.</b> Resultados de encuesta de los voluntarios que participaron en la primera fase de recopilación de señales EEG. ....	70

## Índice de Figuras:

<b>Figura 1.</b> Etapas de un sistema BCI general. ....	6
<b>Figura 2.</b> Aplicaciones de la Electroencefalografía (EEG). ....	13
<b>Figura 3.</b> Posicionamiento de electrodos según el sistema internacional 10/10.....	14
<b>Figura 4.</b> Representación de los 6 tipos de movimientos a) simples y b) compuestos.....	25
<b>Figura 5.</b> Proceso de preparación de la piel y colocación de electrodos: a) Gorro eleático para la colocación de electrodos, b) Gel utilizado en el ámbito médico para mejorar la conducción de señales eléctricas, c) Pasta conductora que se aplica en la piel antes de colocar los electrodos para asegurar una buena adherencia y una conducción eficiente de las señales eléctricas, d) Electrodo copa de oro, e) Puntos de referencia según en el Sistema Internacional 10-10 y, f) resultado final de la colocación de electrodos en un sujeto. ....	28
<b>Figura 6.</b> a) Escenario de experimentación y adquisición de datos. b) Segmentos de grabación con 5 min aproximados de imaginación de movimiento y 5 min de descanso. c) Representación de una sesión de adquisición con una duración de 5 minutos, comenzando con un descanso de 2 segundo, seguido de marcadores para identificar cada movimiento realizado de 1 segundo, después se presenta un video aleatoria de 1 segundo del movimiento a imaginar. ....	29
<b>Figura 7.</b> Interfaz de estímulos visuales en la plataforma de Matlab GUI. ....	30
<b>Figura 8.</b> Algoritmo desarrollado en Matlab para la presentación de estímulos visuales y adquisición de señales EEG. ....	31
<b>Figura 9.</b> Algoritmo para la presentación de estímulos visuales y envío de pulsos a la placa Arduino UNO. ....	32
<b>Figura 10.</b> Circuito para enviar pulsos e identificar estímulos visuales mediante una placa Arduino UNO.....	33
<b>Figura 11.</b> Hardware de equipo OpenBCI utilizado.....	34
<b>Figura 12.</b> Configuración de colores, posicionamiento y conexión de los electrodos en las tarjetas Cyton+Daisy bajo el sistema 10/10. ....	35
<b>Figura 13.</b> Visualización de las señales EEG en la plataforma OpenBCI y el protocolo LSL para la comunicación con la interfaz de Matlab GUI.....	36
<b>Figura 14.</b> Esquema de adquisición de señales EEG mediante el equipo de OpenBCI y la presentación de estímulos visuales en MATLAB.....	37
<b>Figura 15.</b> Hardware del sistema g.USBamp utilizado.....	38
<b>Figura 16.</b> g.tec Suite 2020 contiene todos los paquetes de software de g.tec.....	39
<b>Figura 17.</b> Algoritmo para la presentación y adquisición en tiempo real de 32 canales de señales EEG. ....	40

<b>Figura 18.</b> Esquema para la adquisición de señales EEG y la estimulación de la imaginación de movimiento mediante una secuencia de videos en Matlab GUI .....	41
<b>Figura 19.</b> Interfaz para la visualización de señales EEG (canales 1, 5, 9 y 13) y marcadores de estímulos visuales (canal 17). .....	42
<b>Figura 20.</b> Señal del canal 12: a) previo al filtrado, b) espectro previo al filtrado, c) después del filtro paso banda y d) espectro después del filtrado.....	42
<b>Figura 21.</b> Resultado de un segmento de grabación después del proceso de filtrado a) señales EEG filtradas y b) marcadores de videos. ....	43
<b>Figura 22.</b> Sistema BCI desarrollado con el equipo g.USBamp.....	45
<b>Figura 23.</b> Análisis temporal de las señales grabadas <b>a)</b> presencia de ondas delta y theta y <b>b)</b> presencia de ondas alfa y delta.....	47
<b>Figura 24.</b> Análisis temporal de un artefacto por <b>a)</b> parpadeos o movimiento ocular y <b>b)</b> actividad muscular. ....	48
<b>Figura 25.</b> Espectro de frecuencias a) 16 canales de 0.5 a 45 Hz y b) Caracterización espectral del ruido de línea en la frecuencia de 60 Hz. ....	49
<b>Figura 26.</b> Mapa de distribución topográfica de los canales 1 a 16 con el porcentaje del tipo de componente independiente presente en la grabación. ....	50
<b>Figura 27.</b> Componentes independientes a) IC5 con el 100% brain y b) IC14 con el 99.9% brain, extraídas mediante del mapa de distribución topográfica.....	51
<b>Figura 28.</b> Componentes independientes contaminadas por artefactos a) otro con 99.2%, b) corazón con 55.8% y c) musculo con 53.1%.....	52
<b>Figura 29.</b> Representación de los canales antes y después de la eliminación de los artefactos. ....	52
<b>Figura 30.</b> Comparación de la densidad espectral de potencia a) antes de la eliminación de artefactos y b) después de la eliminación de artefactos. ....	53

**Índice de Anexos:**

<b>Anexo 1.</b> Manual para la configuración y uso del sistema de adquisición de señales EEG. ....	68
<b>Anexo 2.</b> Base de datos recopiladas de señales EEG durante la imaginación de movimiento	68
<b>Anexo 3.</b> Líneas de código en Matlab para la recolección de señales EEG de 32 canales .....	68
<b>Anexo 4.</b> Líneas de código en Matlab para la presentación de estímulos visuales.....	68
<b>Anexo 5.</b> Formulario de consentimiento .....	69
<b>Anexo 6.</b> Encuesta realizada a los participantes .....	70
<b>Anexo 7.</b> Certificado de Traducción de Inglés .....	74

## **1. Título**

**Elaboración de una base de datos con señales EEG para el estudio de conectividad cerebral durante la imaginación de movimiento**

## 2. Resumen

Las interfaces cerebro-computador (BCI) son sistemas que permiten una comunicación directa entre las señales cerebrales y dispositivos externos, representando un campo de estudio que beneficia a personas con discapacidades motoras o de comunicación. El desarrollo de sistemas BCI requiere colaboración de diversos campos como medicina, electrónica, inteligencia artificial, mecánica, etc. La universidad Nacional de Loja, contribuye a este campo con el proyecto "Interfaz cerebro-ordenador para el análisis de la conectividad cerebral en la imaginación motora". En este contexto, este trabajo aporta mediante el desarrollo de un sistema de adquisición de señales EEG y presentación de estímulos visuales. El objetivo es establecer una base de datos que facilite experimentar con técnicas de procesamiento de señales y algoritmos de inteligencia artificial para la codificación de eventos. El proceso de diseño de la base de datos involucra varias etapas que se describirá brevemente y que más adelante se describe en detalle. Comenzando con la validación técnica de los equipos de medición, incluyendo la verificación de mediciones, protocolos de transmisión y parámetros de configuración. Posteriormente, el diseño del experimento describe los tipos de movimientos, la secuencia temporal del experimento, características de adquisición, preparación de la piel, colocación de electrodos y el entorno experimental. Así como el diseño e implementación del sistema de adquisición y presentación de estímulos visuales para proceder con las sesiones de EEG. La verificación de la calidad de las señales adquiridas se realizó mediante un análisis temporal y frecuencial en el Software EEGLAB. Estas señales pasan por un preprocesamiento, eliminando el ruido de línea para ser almacenadas. Finalmente se realizó la documentación y guía de uso del equipo g.USBamp. En conclusión, esta investigación contribuye con el desarrollo de un sistema completo que facilita la investigación de conectividad cerebral asociada con la coordinación motora compleja durante la imaginación de movimiento.

**Palabras clave:** *Interfaz cerebro-computador, adquisición, EEG, Motor imagery, datos.*

## **Abstract**

Brain-computer interfaces (BCI) are systems that allow direct communication between brain signals and external devices, representing a field of study that benefits people with motor or communication disabilities. The development of BCI systems requires collaboration from various fields such as medicine, electronics, artificial intelligence, mechanics, etc. The National University of Loja contributes to this field with the project "Brain-computer interface for the analysis of brain connectivity in motor imagination". In this context, this work contributes through the development of a system for the acquisition of EEG signals and presentation of visual stimuli. The objective is to establish a database that facilitates experimentation with signal processing techniques and artificial intelligence algorithms for event coding. The database design process involves several stages that will be described briefly and described in detail below. Starting with the technical validation of the measurement equipment, including verification of measurements, transmission protocols and configuration parameters. Subsequently, the design of the experiment describes the types of movements, the temporal sequence of the experiment, acquisition characteristics, skin preparation, electrode placement and the experimental environment. As well as the design and implementation of the acquisition system and presentation of visual stimuli to proceed with the EEG sessions. The verification of the quality of the acquired signals was performed by means of a temporal and frequency analysis in the EEGLAB software. These signals underwent preprocessing, eliminating line noise to be stored. Finally, the documentation and user's guide of the g.USBamp equipment was made. In conclusion, this research contributes to the development of a complete system that facilitates the investigation of brain connectivity associated with complex motor coordination during movement imagination.

**Key words:** brain-computer interface, acquisition, EEG, Motor imagery, data.



### 3. Introducción

Desde hace décadas, basados en el procesamiento de señales, el desarrollo de Interfaces Cerebro-Computador ha despertado un gran interés tanto en el ámbito científico como clínico. Los sistemas BCI representan una oportunidad para establecer alternativas de comunicación y aplicaciones tecnológicas basadas en estímulos cerebrales, permitiendo que personas con discapacidades físicas o de comunicación puedan interactuar con el mundo exterior. La importancia de estos sistemas es amplia, como señala Minguez (2008) debido a que implican “desde acciones que pueden ir dirigidas a elementos tan sencillos como encender o apagar las luces de nuestra casa, como hasta a máquinas tan complejas como sillas de ruedas”. Sin embargo, a pesar de ser una idea innovadora, su implementación conlleva desafíos tecnológicos que deben superarse antes de lograr aplicaciones prácticas. Los sistemas BCI incorporan varias etapas que son: adquisición de señales EEG, preprocesamiento, extracción de características, clasificación, aplicación y retroalimentación. Esta investigación se enfoca en la adquisición de las señales, que es la etapa fundamental y que constituye la base de los sistemas BCI. Las bases de datos EEG son clave en la validación y desarrollo de algoritmos para el procesamiento digital de señales (Paniagua Gutiérrez, 2013).

Como paso inicial antes de realizar la adquisición de señales, se realizó la prueba y evaluación de equipos utilizados, abarcando varios aspectos para garantizar la confiabilidad de los datos recopilados. Entre estos elementos, se incluyó la verificación de las mediciones obtenidas a través de los electrodos, asegurándose de que las señales capturadas fueran coherentes. Además, se realizó la evaluación de los protocolos de transmisión de datos para confirmar que la información se transmita sin pérdidas. Otro aspecto fue, el ajuste de los parámetros para la configuración de los equipos. Esto implicó factores como la frecuencia de muestreo, la resolución (número de bits), el número de electrodos y ubicación, filtros y la sincronización de los estímulos presentados.

Posteriormente se desarrolló una interfaz gráfica diseñada para la presentación de estímulos visuales de imaginación de movimiento. Esta interfaz incluyó seis tipos de movimientos que aún no han sido estudiados en la literatura. A la vez, se realizó un algoritmo para la adquisición de señales EEG, capaz de capturar los datos en tiempo real. Posteriormente, se realizó las sesiones de adquisición de señales utilizando los equipos OpenBCI y g.USBamp. En esta etapa se implementó la interfaz y el algoritmo desarrollado, recopilando las señales EEG en respuesta a los estímulos visuales hasta completar el conjunto de datos planteado. Después se llevó a cabo la verificación de los datos mediante un análisis básico temporal y frecuencial del conjunto de señales. Este análisis proporcionó una visión inicial de los patrones cerebrales

asociados con los movimientos presentados durante las sesiones de adquisición. Las señales EEG pasaron por un preprocesamiento para la eliminación del ruido de línea eléctrica producido en los 60 Hz. Finalmente, se documentó y elaboró una guía de uso del equipo gUSBamp, detallando el correcto manejo de este equipo para los usuarios y programadores.

La estructura del trabajo se presenta de la siguiente manera: en primera instancia, se brinda una introducción que contextualiza el tema y se expone los objetivos de la investigación. Posteriormente, se proporciona un marco teórico que aborda los fundamentos teóricos y conceptuales relacionados con los sistemas BCI, la EEG, y las bases de datos públicas sobre la imaginación motora. A continuación, se detalla la metodología utilizada en el desarrollo de la base de datos de señales EEG. Luego, se presentan los resultados obtenidos mediante la aplicación de los métodos propuestos. Seguidamente, se discuten los hallazgos, en el que se analizan e interpretan los resultados. Finalmente, se exponen las conclusiones principales de la investigación, acompañadas de recomendaciones para futuros estudios en este ámbito.

## 4. Marco teórico

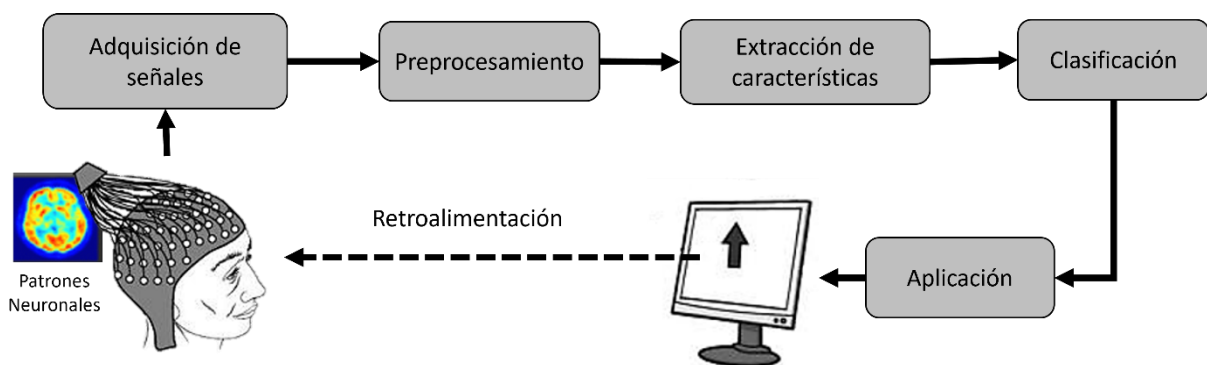
En este capítulo se explican desde los conceptos básicos, como el proceso de adquisición de señales EEG, hasta almacenar los datos en una base de datos y el análisis correspondiente que se puede realizar con este tipo de señales en una interfaz desarrollada con software comúnmente utilizado en el campo de la investigación.

### 4.1. Descripción general de un sistema BCI (Brain Computer Interface)

En años recientes, se ha investigado la posibilidad de conectar el cerebro con el entorno externo mediante la interpretación de señales cerebrales (Pose et al., 2018). Las interfaces cerebro computador (BCI por sus siglas en inglés), “son sistemas que brindan una comunicación alternativa entre el cerebro humano y una computadora” (Ortiz Echeverri, 2020).

Para establecer la comunicación de los sistemas BCI, hay varias técnicas no invasivas donde la Electroencefalografía (EEG) es la manera más factible y de bajo costo para capturar la actividad electrofisiológica del cerebro. Existen más técnicas como Magnetoencefalografía (MEG), la Tomografía por emisión de positrones (PET) y las Imágenes por resonancia magnética funcional (fMRI). No obstante, estas últimas son más costosas y necesitan una preparación técnica más extensa (Pose, Martínez, Geria & González, 2018).

En la **Figura 1** se muestra las etapas de un sistema BCI que incluye lo siguiente: los patrones neuronales, la adquisición de las señales, el preprocesamiento, la extracción de las características, la clasificación, la aplicación a dispositivos y finalmente la retroalimentación. En los siguientes apartados se detallará sobre cada una de estas etapas.



**Figura 1.** Etapas de un sistema BCI general.

## 4.2. Patrones Neuronales

Los patrones neuronales en los sistemas BCI se refiere a las secuencias de actividad cerebral que se asocian con determinadas intenciones o acciones de un individuo. Para lograr identificar las intenciones del individuo y traducirlas en comandos, los sistemas deben reconocer una serie de patrones mediante la monitorización de las señales cerebrales (Prieto & Martínez, 2018). Las señales cerebrales implican una variedad de fenómenos simultáneos relacionados a procesos cognitivos. Sin embargo, aún hay muchos fenómenos cerebrales que no comprendemos y cuyos orígenes se desconocen, se han identificado fenómenos que permiten a los investigadores utilizarlos para que los sistemas BCI puedan interpretar las intenciones del individuo. Estos fenómenos se conocen como señales de control. De acuerdo con la señal de control que se utilice, la cantidad y ubicación de los electrodos puede variar (Física Molpeceres, 2020).

La clasificación de los sistemas BCI depende directamente de las señales de control utilizados. Por lo tanto, puede dividirse en dos tipos: sistemas BCI exógenos y endógenos.

En sistemas **BCI Exógenos**, el usuario dirige su atención hacia un conjunto de estímulos externos: visuales, auditivos y/o táctiles. Generando una respuesta cerebral autónoma o inconsciente que el sistema puede detectar (Alonso et al., 2019). Estos sistemas no requieren un extenso periodo de entrenamiento, sin embargo, se necesita un entorno organizado. Dentro de esta categoría se incluyen los **potenciales P300**, y los potenciales evocados visuales de estado estable (conocidos como **SSVEPs** en inglés) (Villegas & Rojas, 2019).

Los sistemas **BCI Endógenos** se basan en la habilidad del usuario para controlar la actividad electrofisiológica, como la amplitud del EEG en un rango de frecuencia específico en una región particular de la corteza cerebral (Morán, 2015). Se fundamentan en la imaginación motora (MI-BCI), también conocido como ritmos sensoriomotores (**SMR**) y los potenciales corticales lentos (**SCP**), ya que necesitan un extenso periodo de entrenamiento (Alonso et al., 2019). En la **Tabla 1** se describen las ventajas y desventajas de los tipos de sistemas BCI de acuerdo con la señal de control que se puede utilizar.

### 4.2.1. Potenciales evocados P300.

El potencial evocado p300 es un componente que se produce en respuesta a eventos que se presentan de manera repetitiva, junto con la aparición ocasional de un estímulo diferente, utilizando un paradigma conocido como "oddball" (Vivar et al., 2017). Este componente se registra como un pico positivo en el potencial relacionado con eventos (ERP), alrededor de 300 ms después del inicio del evento (Corralejo Palacios, 2016).

#### **4.2.2. Potenciales evocados visuales de estado estable.**

Los SSVEP se fundamenta en la presentación de estímulos intermitentes con una frecuencia constante, y existe una relación significativa entre la frecuencia de intermitencia del estímulo y la frecuencia observada en el EEG. De esta manera, es posible determinar el objetivo deseado por el usuario al coincidir el patrón de actividad del EEG con el comando asociado a una frecuencia particular (Puerto, 2023).

#### **4.2.3. Imaginación motora o Ritmos sensoriomotores.**

El concepto de imaginación motora o motor imagery (MI) en inglés, según Aggarwal & Chugh (2019) se refieren a la capacidad cognitiva de imaginar el movimiento de una parte del cuerpo sin llevarlo a cabo físicamente. La imaginación motora altera la actividad neuronal en las áreas sensoriomotoras primarias de una forma muy parecida a como se observa durante la realización de un movimiento real. La actividad cerebral suele clasificarse según bandas de frecuencia específicas: Delta (< 4 Hz), Theta (4-7 Hz), Alpha (8-12 Hz), Beta (12-30 Hz) y Gamma (> 30 Hz). Típicamente, la actividad de la banda alfa es registrada en áreas sensoriomotoras y se conoce como ritmo  $\mu$ . La reducción de la actividad oscilatoria en una banda de frecuencia específica se denomina desincronización relacionada con eventos (ERD). Por otro lado, el incremento de la actividad oscilatoria en una banda de frecuencia específica se denomina sincronización relacionada con eventos (ERS) (Corralejo Palacios, 2016). La imaginación motora se ha utilizado como tarea de control en sistemas BCI, por la habilidad para producir patrones identificables según el movimiento imaginado (Alonso et al., 2019).

La interfaz cerebro computadora basada en motor imagery (MI BCI) es una herramienta que permite a personas con discapacidad motora o completamente paralizadas interactuar con su entorno mediante la manipulación de prótesis robóticas, sillas de ruedas y otros dispositivos (Aggarwal & Chugh, 2019). Los sistemas MI-BCI funcionan pidiéndole al usuario que imagine el movimiento de diferentes partes del cuerpo, como las manos o los pies, para que se puedan traducir en comandos a dispositivos. Esto se logra gracias a que la distribución espacial del EEG varía entre los diferentes movimientos imaginados. Al imaginar los movimientos de las extremidades derecha e izquierda, se produce un cambio de actividad neuronal sobre las áreas motoras izquierda y derechas contralaterales del cerebro, lo que puede detectarse y convertirse en características numéricas.

En la práctica, se utilizan tres clases de MI en los sistemas BCI: los movimientos de las manos, los pies y la lengua (Martín et al., 2018). A diferencia de otros enfoques, la MI no depende de un estímulo externo para ejecutar acciones de control a través de la actividad neuronal. Por

lo tanto, los sistemas MI-BCI tienen una ventaja sobre otros enfoques, ya que los pacientes con accidente cerebrovascular pueden tener dificultades para responder a estímulos específicos. Por ejemplo, las personas con problemas de audición no podrían responder a estímulos auditivos, mientras que aquellos con problemas de visión podrían sufrir fatiga ocular y no responder adecuadamente a estímulos visuales (Khan et al., 2020).

#### **4.2.4. Potenciales corticales lentos.**

Los potenciales corticales lentos (SCP, Slow Cortical Potentials) son pequeñas variaciones de voltaje lentas, que van desde 0,5 a 10 segundos, generadas en el córtex a bajas frecuencias. Valores SCP negativos están asociados con el movimiento y otras funciones que implican un aumento de la activación cortical, mientras que valores SCP positivos están asociados con la falta de movimiento o la reducción de la activación cortical (Martínez Cagigal, 2015). Los usuarios pueden controlar los SCP mediante retroalimentaciones sonoras o visuales. Sin embargo, el período de entrenamiento necesario para obtener un rendimiento del 75% o superior varía entre dos semanas y meses de entrenamiento con una a dos horas diarias (Villegas & Rojas, 2019).

**Tabla 1.**  
*Tipos de sistemas BCI.*

<b>Tipo de sistema</b>	<b>Señales cerebrales</b>	<b>Ventajas</b>	<b>Desventajas</b>
<b>BCI Exógeno</b>	- P300 - SSVEP - ERP	- Período de entrenamiento mínimo. - Rápida configuración del sistema. - Alta tasa de transferencia y funcionalidad con pocos canales de información.	- Es necesaria la atención continua del estímulo. - Puede causar cansancio en los individuos.

			- Largo periodo de entrenamiento.
<b>BCI Endógeno</b>	- Ritmos	- Independiente de estímulos.	- No garantiza que los individuos obtengan el control sobre el sistema.
	sensoriomot	- Es útil para personas con órganos sensoriales afectados.	- Baja tasa de transferencia.
	ores	- Adecuado para la aplicación de control de cursores	- Uso de grabaciones multicanal para mejor rendimiento.
	- SCPs		

Nota: Modificado de (Morán García, 2015) y (Molpeceres, 2020).

### 4.3. Adquisición de Señales

Existen dos formas de obtener las señales que se originan en el cerebro: de forma invasiva y no invasiva (Blanco Gómez, 2017).

#### 4.3.1. Métodos invasivos

En este tipo de métodos los electrodos son implantados quirúrgicamente sobre la superficie del cerebro, es decir, bajo el cráneo. Este método solo es requerido en pacientes con epilepsia, con el fin de mejorar la calidad de las señales cerebrales. Una de las principales ventajas es que no se requiere amplificaciones, debido a que se puede capturar la señal original sin atenuación. Sin embargo, cabe resaltar que estos métodos presentan riesgos para la salud del usuario (Fabián et al., 2021). Existen dos métodos invasivos los cuales son:

**Electrocortigrama (ECoG):** se mide la actividad eléctrica del cerebro en el córtex cerebral mediante electrodos colocados directamente en la superficie del cerebro. Proporciona una mayor resolución espacial y temporal, así como mayor amplitud y menor vulnerabilidad ante los artefactos. Sin embargo, se requiere de una craneotomía para implantar los electrodos, por lo que la mayoría de los estudios se realizan en animales (Morán García, 2015).

**Registro de neuronas intracorticales (INR):** el registro de neuronas intracorticales es un método invasivo que recoge la actividad dentro de la materia gris del cerebro. Este método proporciona una resolución espacial y temporal mucho mayor que otros métodos, pero la calidad de las señales puede verse afectada por la reacción del tejido cerebral al implante de electrodos (Molpeceres, 2020).

#### **4.3.2. Métodos no invasivos**

En este tipo de métodos se colocan electrodos directamente en la superficie del cuero cabelludo, por lo que no se requiere intervención quirúrgica sobre el usuario. Sin embargo, la calidad de la señal es baja debido a que atraviesa diversas capas de la corteza cerebral desde que se produce hasta que es capturada (Molpeceres, 2020). Los métodos no invasivos más comunes son:

**Magnetoencefalografía (MEG):** consiste en el registro de la actividad cerebral a partir del fenómeno de la inducción magnética. Este método ofrece ventajas en términos de resolución espacial y temporal, ya que los campos magnéticos están menos afectados por el cuero cabelludo y el cráneo del usuario. El uso de MEG está limitado por la necesidad de equipamiento electrónico especializado.

**Imagen de resonancia magnética funcional (fMRI):** este método identifica alteraciones en los volúmenes sanguíneos cerebrales, en los flujos sanguíneos cerebrales y en los niveles de oxígeno durante la activación neuronal, utilizando campos electromagnéticos para mapear las áreas cerebrales involucradas. A pesar de su alta resolución espacial, la técnica tiene una baja resolución temporal y requiere hardware costoso, lo que la hace inadecuada para su aplicación en sistemas BCI.

**Espectroscopia de infrarrojo cercano (NIRS):** se trata de una técnica de espectroscopía óptica que emplea luz infrarroja para identificar cambios en el metabolismo cerebral durante la actividad neuronal. Al igual que en la técnica de Imágenes por fMRI, la resolución temporal de esta técnica no es muy alta, lo que significa que no es adecuada para aplicaciones en tiempo real (García, 2015).

Por último, uno de los métodos no invasivos más utilizados para la implementación de sistemas BCI es la **Electroencefalografía (EEG)**, debido a que es un método relativamente económico, versátil y esencialmente, por su elevada resolución temporal. La EEG es considerada como la única técnica que se puede implementar en tiempo real fuera de laboratorios (Alonso et al., 2019). En la siguiente sección se detallará más acerca de este método de adquisición.

#### **4.3.3. Electroencefalografía (EEG)**

La electroencefalografía (EEG) registra las señales eléctricas de la corteza cerebral de forma no invasiva (Torres P. et al., 2020). Se ubican electrodos sobre la superficie del cuero cabelludo adquiriendo en tiempo real la actividad neuronal (Maureira Cid & Flores Ferro, 2018). El propósito de las mediciones es identificar qué región del cerebro está activa. Dado que las



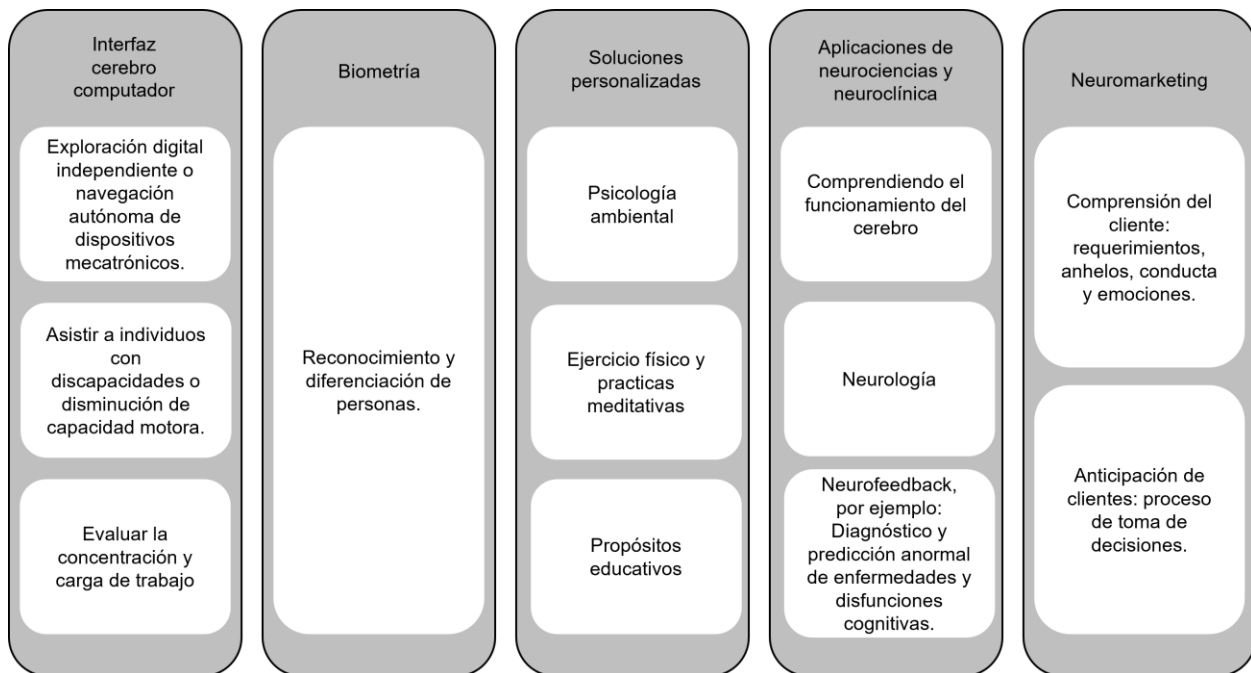
señales electrofisiológicas son ruidosas y la resolución espacial es baja, localizar la fuente de la señal se vuelve más difícil si los electrodos no se colocan dentro del cráneo.

Los potenciales de acción registrados en el EEG se presentan como ondas con frecuencias de 1 a 100 ciclos por segundo y amplitudes de 0 a 300 microvoltios. Dado que estas señales son débiles en la escala de microvoltios, es necesario amplificarlas. Además, hay que considerar que la señal registrada mostrará interferencias o artefactos, se mezclará con otras señales no deseadas y afecta interferencias provenientes de la cabeza del sujeto, lo que resulta en baja resolución espacial y baja relación señal-ruido SNR. La actividad eléctrica promedio del cerebro es considerablemente menor que la actividad cardíaca, lo que requiere amplificadores altamente estables y sensibles para obtener registros sin distorsión de la actividad cerebral.

En resumen, la magnitud de la actividad eléctrica registrada en el EEG ( $\mu\text{V}$ ) es significativamente menor en comparación con la actividad eléctrica producida por una única neurona (mV), resultado de la filtración y atenuación de la señal a medida que atraviesa las diferentes capas de tejido desde las neuronas hasta los electrodos (Ortíz Ramírez, 2021).

#### ***4.3.4. Aplicaciones de la Electroencefalografía***

La electroencefalografía tiene aplicaciones en campos clínicos, tecnológicos e investigación, logrando proporcionar información relevante sobre los estados de salud mental. “Diagnosticar la presencia o tipos de trastornos epilépticos y para evaluar cualquier otra patología del sistema nervioso central como tumores, infecciones, enfermedades degenerativas o alteraciones metabólicas que afectan al cerebro” (Alagia Gimeno, 2018). Además, la EEG puede brindar información sobre los procesos de pensamiento y la capacidad de imaginación en las personas. En la **Figura 2** se observa las categorías de aplicaciones de EEG y sus subcategorías.



**Figura 2.** Aplicaciones de la Electroencefalografía (EEG).

**Fuente:** Modificado de (Torres P. et al., 2020).

#### 4.4. Metodología de medición

Para lograr una medición precisa de la actividad eléctrica en las diversas regiones cerebrales a través de la superficie del cráneo, es esencial emplear un conjunto de electrodos que detectan las variaciones de potencial entre ellos (A. Moreno, 2021). Los electrodos en EEG según (Batista et al., 2019) “transforman las corrientes iónicas del tejido cerebral en corrientes eléctricas en la superficie craneal.”

##### 4.4.1. Tipos de electrodos

Dos de los tipos más comunes de electrodos utilizados en sistemas BCI son los electrodos secos y los electrodos húmedos.

Los **electrodos secos** no requieren gel conductor y son más fáciles de colocar, lo que los hace convenientes para aplicaciones portátiles y de uso doméstico. Sin embargo, los electrodos secos suelen tener una calidad de señal inferior en comparación con los electrodos húmedos, ya que la impedancia entre el electrodo y la piel es mayor, lo que puede resultar en un mayor ruido y menor sensibilidad en la detección de señales cerebrales.

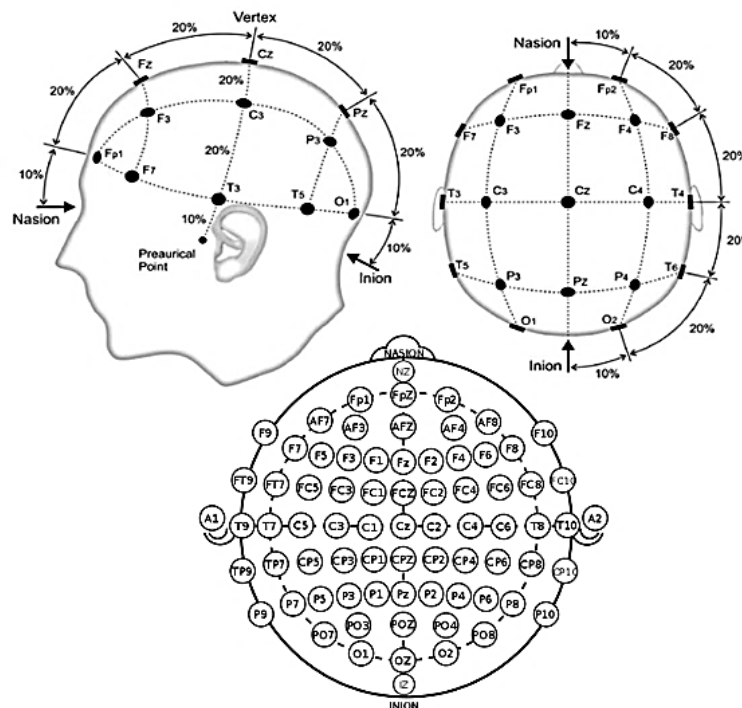
Por otro lado, los **electrodos húmedos** requieren la aplicación de gel conductor en el cuero cabelludo para mejorar la conductividad eléctrica. Estos electrodos proporcionan una mejor calidad de señal debido a la menor impedancia entre el electrodo y la piel. Sin embargo, su

colocación y mantenimiento pueden ser más laboriosos, y el gel conductor puede causar molestias o irritación en la piel.

#### 4.4.2. Colocación de electrodos

Existen estándares internacionales y protocolos para garantizar mediciones precisas y reproducibles. Por tanto, el montaje de electrodos se refiere a la colocación específica de los electrodos en el cuero cabelludo de una persona para medir y registrar la actividad cerebral. El sistema internacional 10-10 recibe el nombre porque los electrodos están distanciados aproximadamente en un 10% y el 10% de la distancia total entre puntos identificables del cráneo (Moreno, 2021) como se muestra en la **Figura 3**.

Cada posición de los electrodos se caracteriza por una letra que indica el lóbulo o área del cerebro en el que se ubica ("F" ara el lóbulo frontal, "P" para el lóbulo parietal, "T" para el lóbulo temporal, "O" para el lóbulo occipital, "C" para el área central, "Fp" para el polo frontal) y un número o letra adicional que identifica el hemisferio correspondiente. Las posiciones en el hemisferio izquierdo se identifican con números impares, mientras que las del hemisferio derecho se identifican con números pares. La letra "Z" se utiliza para identificar la línea central del cerebro (cisura longitudinal), que se origina en la unión entre el Inión y el Nasión (Batista et al., 2019).



**Figura 3.** Posicionamiento de electrodos según el sistema internacional 10/10.

**Fuente:** Modificado de (González Wong, 2019)

#### **4.4.3. Amplificadores**

Los amplificadores para sistemas BCI procesan la señal analógica aumentando la amplitud de las señales EEG para permitir una digitalización más precisa por el convertidor A/D. Posteriormente, el receptor (comúnmente un ordenador) se encarga de la visualización y almacenamiento de los datos obtenidos (Molpeceres, 2020). Existen diversos dispositivos disponibles en el mercado, cada uno con características distintas. Siempre buscando un menor tamaño del dispositivo, con mayor facilidad de uso y con una mejor calidad de las señales adquiridas. Algunos de los dispositivos más comunes son:

**MUSE:** es un dispositivo que consiste en una diadema que mide la actividad cerebral a través de 4 sensores, conectándose de manera inalámbrica a una aplicación móvil que convierte la señal EEG en retroalimentación auditiva para el usuario a través de los auriculares. Las plataformas compatibles con el dispositivo son: Android/iOS, Windows, Mac y Linux (Jiménez & Jaramillo, 2017; MUSE, 2024; Villegas & Rojas, 2019)

**MindWave:** MindWave Mobile es un dispositivo de bajo costo y de fácil acceso utilizado para el desarrollo de aplicaciones basados en sistemas BCI. MindWave Mobile son auriculares EEG con detección de ondas cerebrales bajo la influencia de diversos estímulos (NeuroSky, 2024; Torres et al., 2014).

**Epoc+:** Emotiv epoc+ es un dispositivo diseñado para la investigación, entretenimiento y neuro-rehabilitación escalable y contextual del cerebro humano, brinda acceso a datos cerebrales a nivel profesional. Cuenta con 14 canales EEG y una conectividad inalámbrica (bluetooth) a 128 o 256 Hz por lo que logra registrar datos cerebrales de alta resolución fuera de un entorno de laboratorio y sin hacer uso de una computadora (Emotiv, 2024).

**Insight:** el Emotiv Insight es un dispositivo con auriculares EEG inalámbricos (bluetooth) que a diferencia de Epoc+ cuenta con solo 5 canales. Además, cuenta con sensores de movimiento de la cabeza (Emotiv, 2024).

**OpenBCI:** es una plataforma BCI versátil, asequible con una placa de código abierto para registrar la actividad eléctrica del cerebro (EEG), los músculos (EMG), y el corazón (EKG). Además, permite la configuración de filtros, la visualizar gráficas de las señales de cada electrodo conectado y es compatible con electrodos EEG estándar (OpenBCI, 2022).

**G.tec:** Guger Technologies es una empresa en el campo de los sistemas BCI y la adquisición de señales cerebrales (EEG). Se centra en el desarrollo y fabricación de productos para la investigación, la terapia, la educación y aplicaciones generales BCI. Sus productos incluyen amplificadores, software de análisis y procesamiento de señales, y dispositivos de entrada y salida para sistemas BCI. Algunos de sus productos son:

g.MOBIlab+, g.USBamp, g.HIamp, g.BSamp. El amplificador g.USBamp cuenta con tecnología USB 2.0 permitiendo la adquisición de 16 canales con una resolución de 24 bit y una frecuencia de muestreo de 64 Hz hasta 38.400 Hz por canal (g.tec, 2023).

En esta investigación se hizo uso de los amplificadores OpenBCI y g.USBamp para la adquisición de las señales cerebrales siendo dispositivos ampliamente reconocidos en el campo de la neurociencia y los sistemas BCI.

#### **4.5. Preprocesamiento**

El preprocesado de señales EEG en los sistemas BCI consiste en eliminar información que pueda dificultar el proceso de obtención de características y clasificación, es decir, eliminar aquellas señales que estén corrompidas o no sean relevantes para el estudio (Ortiz Ramírez, 2021). La finalidad del preprocesamiento es mejorar la relación señal a ruido (S/N) minimizando en lo posible el ruido de las señales como se menciona en (Blanco Gómez, 2017). Existen artefactos fisiológicos que se pueden eliminar en esta etapa de preprocesamiento tales como: el parpadeo de los ojos, movimiento ocular, actividad muscular, artefactos producidos por sudoración y artefactos producidos por movimientos corporales. Además, los artefactos no fisiológicos que no dependen del estado o movimiento del usuario, como el movimiento del cable de alimentación que conecta a los electrodos con el sistema EEG o el ruido eléctrico introducido por la fuente de alimentación (Alagia & Quiles, 2018).

El preprocesado incluye algunos métodos, como los que se menciona a continuación:

**Re-referenciar:** se refiere a la selección de una frecuencia o punto de referencia que represente una actividad cerebral mínima o libre de artefactos. La elección de la referencia puede variar dependiendo de los objetivos específicos del estudio y la configuración de los electrodos utilizada. Algunas de las opciones son: referencia común, referencia a tierra, referencia bipolar, referencia de media (Puerto, 2023).

**Filtrado digital:** los filtros digitales son utilizados para seleccionar las frecuencias de interés y eliminar las señales que no son relevantes (Blanco & Ruiz., 2019). Existen diferentes tipos de filtros y métodos, los cuales son:

- **Filtro pasa banda (band-pass filter):** este filtro facilita el paso de frecuencias dentro de un rango específico, y rechaza las frecuencias fuera de ese rango. Se utiliza para seleccionar un rango de frecuencias de interés, como aquellas relacionadas con eventos cerebrales específicos o actividad cerebral relacionada con la imaginación de movimientos.

- Filtro rechaza banda (notch filter): diseñado para eliminar una frecuencia particular, como la frecuencia de la red eléctrica a 50 Hz o 60 Hz (Vásquez Rodríguez & Urgilés Cárdenas, 2017).
- Filtro espacial (Laplacianos): Este filtro es un método que permite la extracción de señales de origen más profundo, reduciendo la influencia de los artefactos relacionados con el cuero cabelludo y la piel.

**Segmentación:** es el proceso de dividir la señal continua de EEG en segmentos más pequeños y discretos llamados “epochs” o “épocas”. Cada epoch tiene una duración específica, que puede variar dependiendo del estudio y el tipo de análisis realizado. Este proceso facilita el análisis de la señal de EEG, ya que permite examinar características específicas de interés en intervalos de tiempo definidos (Puerto, 2023)

#### 4.6. Extracción de características

La clasificación de las señales EEG requiere una cuidadosa selección de características previa. Los métodos de extracción permiten obtener características específicas de una señal EEG, que pueden ser útiles para distinguir diversas actividades cerebrales. Posteriormente, se utilizan técnicas de selección para escoger el subgrupo de características más pertinentes para la clasificación. Entre los métodos se encuentran modelos autorregresivos (AR), Transformada Rápida de Fourier (FFT), Transformada de Fourier de Tiempo corto (STFT), Densidad Espectral de Potencia (PSD), Transformada Wavelet (WT), Patrones Espaciales Comunes (CSP), Entropía (Medina et al., 2018), Transformada de Hilbert-Huang (Estévez et al., 2017).

##### 4.6.1. Técnicas en el dominio del tiempo

**Entropía diferencial.** De acuerdo con Irigoyen, (2023) “la Entropía Diferencial proporciona una medida de la complejidad o irregularidad de las señales, que puede ser útil para detectar y caracterizar anomalías” (p.36). Por su parte Patel et al. (2021) afirma que “la entropía, al ser una característica no lineal que mide el nivel de aleatoriedad de cualquier sistema, es eficaz para distinguir varias emociones en función de su nivel de irregularidad en la señal EEG”. El cálculo se lo representa con la **Ecuación 1**.

$$h(x) = - \int_x f(x) \log(f(x)) dx \quad (1)$$

donde  $x$  es una variable aleatoria,  $f(x)$  es la función de densidad de probabilidad de  $x$ . De esta misma ecuación, Shi et al., (2013), afirma que “Para la serie temporal  $x$  que obedece a la distribución de Gauss de  $N(\mu, \sigma^2)$ , su entropía diferencial puede definirse con la **Ecuación 2**.”

$$h(x) = \frac{1}{2} \log(2\pi e \sigma^2) \quad (2)$$

**Parámetros HJORTH.** Bo Hjorth propuso un método con características que serían aplicables al EEG bajo la necesidad de utilizar métodos cuantitativos en la descripción de un EEG. Estos son conocidos como parámetros de Hjorth. El método sugerido incluye la varianza de amplitud y su derivada como parámetros básicos. A través de este conjunto de parámetros, es posible realizar una descripción cuantitativa de un segmento del EEG en cada época (Correa, 2019). Este método analiza tres características: Actividad, Movilidad y Complejidad. “El primer parámetro representa la medida de la energía promedio de la señal (varianza), el segundo parámetro, es una estimación de la frecuencia media y el tercer parámetro determina el ancho de banda de la señal (Medina et al., 2018). Esta técnica define ecuaciones características mencionadas en la **Ecuación 3-5**.

$$A = \text{var}(x) \quad (3)$$

$$M = \sqrt{\frac{\text{var}(x')}{\text{var}(x)}} \quad (4)$$

$$C = \sqrt{\frac{M(x')}{M(x)}} \quad (5)$$

Donde  $A$  es actividad,  $M$  es movilidad,  $C$  es complejidad y  $x$  es la señal de EEG.

#### 4.6.2. Técnicas en el dominio de la Frecuencia

**Transformada Rápida de Fourier (FFT).** La FFT es un algoritmo que permite la conversión de señales desde el dominio espacial o temporal al dominio de la frecuencia, facilitando así el análisis en términos de componentes frecuenciales (Castillo & García, 2009). Es un método eficiente para el cálculo de la Transformada de Fourier Discreta (DFT) reduciendo su complejidad. La DFT está definida por la **Ecuación 6**.

$$x_k = \sum_{n=0}^{N-1} x_n e^{-\frac{j2\pi kn}{N}} ; \quad k = 0, 1, \dots, N - 1 \quad (6)$$

Para Blázquez (2021) esta fórmula requiere  $O(N^2)$  operaciones, pero éstas podrán ser reducidas a  $O(N \log N)$  con un algoritmo FFT apropiado.

**Densidad Espectral de Frecuencia (PSD).** La densidad espectral de potencia (PSD) de una señal es una función matemática que indica la distribución de la potencia de una señal entre las distintas frecuencias a las que se genera. De este modo se puede determinar el rango de frecuencia en el que se concentran las fluctuaciones de potencia. (Luengas C. & Toloza, 2020a, 2020b).

**Transformada Wavelet (WT).** Este tipo de transformada es una técnica que combina análisis tiempo-frecuencia y se aplica a una variedad de problemas de procesamiento de señales e imágenes, como detección, compresión, clasificación, reducción de ruido y análisis transitorio. Se utiliza actualmente en disciplinas tan diversas como la biomedicina, la estadística, la acústica, la sismología, la criminología, la comunicación y la robótica (Ceballos & Paredes, 2020) . La WT analiza la señal a diferentes frecuencias con diferentes resoluciones, es decir, utiliza ventanas estrechas en altas frecuencias y ventanas anchas en bajas frecuencias, resultando un análisis de resolución múltiple, donde la señal se analiza con diferentes resoluciones en diferentes frecuencias (López et al., 2010). Milán Sanz (2020), caracteriza a la WT mediante la **Ecuación 7**.

$$WT(\tau, a) = \int_{-\infty}^{\infty} s(t) \psi_{*a,\tau}(t) dt \quad a, \tau \in R \quad a \neq 0 \quad (7)$$

Donde  $s(t)$  es una función,  $\tau$  representa un retraso o adelanto con respecto al tiempo, y  $\psi_{*a,\tau}(t)$  está definido en la **Ecuación 8**.

$$\psi_{*a,\tau}(t) = \frac{1}{\sqrt{a}} \psi * \left( \frac{t-\tau}{a} \right) \quad (8)$$

De esta transformada se desprenden la CWT (Transformada Wavelet Continua) Cortés et al. (2007) y la DWT (Transformada Wavelet Discreta) (Luengas C. & Toloza, 2020), (López et al., 2010)

#### **4.6.3. Análisis de componentes independientes ICA**

El algoritmo de Análisis de Componentes Independientes (ICA) puede ser utilizado en el campo del análisis de señales EEG para descomponer una grabación en múltiples componentes independientes. Estas componentes se obtienen mediante la aplicación de una transformación de base a los datos originales de cada canal. Como resultado, se generan una serie de componentes virtuales donde se agrupan los datos con similitudes y origen común. Así, se



pueden distinguir los componentes independientes que representan la actividad cerebral y los relacionados con artefactos (Blanco Gómez, 2017).

#### **4.6.4. Patrones espaciales comunes CSP**

La técnica de patrones espaciales se constituye como un método eficaz de extracción de características en sistemas BCI basado en imágenes motoras (Zhang et al., 2022). Es así que, Olías (2016) define a la CSP como “una técnica matemática usada en el procesado de señales para separar señales multivariadas en subcomponentes con distintas varianzas”, la cual considera condiciones específicas de operación realizando una configuración dual de ejes ortogonales, de forma que se produzca máxima varianza para una condición dada y mínima para otra Moreno et al. (2007) mediante un filtro CSP.

#### **4.6.5. Patrón espacial común del banco de filtros FBCSP**

Esta técnica se plantea con el fin de mejorar el rendimiento del CSP mediante una selección rango de frecuencia específico del sujeto para el filtrado. FBCSP involucra cuatro fases secuenciales en el procesamiento de señales y el aprendizaje automático de los datos de EEG: una colección de filtros que incluye varios filtros de paso de banda Chebyshev Tipo II, filtrado espacial mediante el algoritmo CSP, selección de características CSP y clasificación de las características CSP seleccionadas. La matriz de proyección de CSP correspondiente a cada banda de filtro, junto con las características discriminativas de CSP y el modelo clasificador, son derivados de datos de entrenamiento que están etiquetados según la acción de las imágenes motoras correspondientes. Estos parámetros calculados durante la fase de entrenamiento se usan para predecir la acción de las imágenes motoras en una sola prueba en la fase de evaluación (Ang et al., 2012)

#### **4.7. Métodos de clasificación de señales EEG,**

La fase de clasificación implica identificar y agrupar características cuando se hayan extraído los componentes de los procesos mencionados. Esta es la etapa crucial del procesamiento en la cual, cada sistema BCI asocia una señal grabada con un evento mental específico (categoría). Para ello, primero se debe entrenar el sistema con un conjunto de datos representativos de cada clase (Tirado, 2016). La **Tabla 2** enumera los métodos más comunes empleados en sistemas BCI como son; máquinas de vectores de soporte, bosques aleatorios, vecinos cercanos, redes neuronales, LDA y PCA (Subasi & Gursoy, 2010).

**Tabla 2.**

*Resumen de las técnicas de clasificación más comunes en EEG.*

<b>Técnica</b>	<b>Funcionamiento</b>
<b>Máquina de vectores de soporte SVM</b>	<p>Es una técnica de machine learning que engloba etapas de aprendizaje y reconocimiento. “En la primera etapa, se extraen los atributos y características y se entrena el clasificador. En la fase de reconocimiento el modelo del clasificador asigna a los datos que se le presenta una de las clases según el aprendizaje” (Cuevas et al., 2019).</p>
<b>Bosques Aleatorios RF</b>	<p>Este método se constituye a partir de la combinación de múltiples árboles de decisión para clasificación. Elige aleatoriamente un conjunto de variables para construir cada árbol individual. Luego, realiza predicciones utilizando estas variables, las cuales son posteriormente ponderadas al calcular la clase más votada entre los árboles generados. Finalmente, la predicción se realiza a través del algoritmo de Random Forest (Medina &amp; Ñique, 2017).</p>
<b>Redes Neuronales RNA</b>	<p>Las redes neuronales son un modelo computacional compuesto por numerosas unidades llamadas neuronas artificiales, que imitan el comportamiento de las neuronas biológicas en el cerebro. Estas neuronas simuladas están altamente interconectadas y pueden aprender de manera similar a los humanos. De su entrenamiento, obtienen una salida de una serie de datos de entrada (Lobato &amp; Toaza, 2019).</p>
<b>Vecinos cercanos KNN</b>	<p>Es una técnica de clasificación supervisada que no depende de parámetros específicos. Se estima la función de densidad de probabilidad o directamente la probabilidad a posteriori de que un elemento <math>x</math> pertenezca a una clase <math>C_j</math> utilizando las muestras de entrenamiento como referencia (Orellana &amp; Cuenca, 2018).</p>

Nota: Elaboración de los autores.

#### **4.8. Aplicaciones**

Las aplicaciones de la BCI se desarrollaron inicialmente para ayudar a las personas con discapacidad a comunicarse, controlar ordenadores y utilizar equipos de asistencia como sillas de ruedas o brazos robóticos. Una de las primeras aplicaciones de la BCI ayudó a personas con anomalías del habla (Al-Nafjan et al., 2017).

Los sistemas BCI basados en la EEG también se ha utilizado para desarrollar exoesqueletos portátiles para miembros inferiores, ya que los sistemas BCI han surgido como un sistema de comunicación alternativo entre el cerebro humano y los dispositivos de salida. Las prótesis basadas en BCI ayudan a los pacientes en casos de parálisis, amputaciones y pérdida de funcionalidad del sistema nervioso central por otros motivos. También se han utilizado aplicaciones en el ámbito médico por personas que padecen el síndrome de enclaustramiento o esclerosis lateral amiotrófica (ELA) (Värbu et al., 2022).

Sin embargo, los recientes avances en neurociencia y tecnología, sobre todo las técnicas portátiles y no invasivas de imagen cerebral relacionadas con la EEG, han fomentado el desarrollo de aplicaciones novedosas fuera de los ámbitos médico y científico. En concreto, podrían enumerarse los siguientes campos: educación, entretenimiento, autenticación biométrica o incluso aviación civil y militar (Douibi et al., 2021).

#### **4.9. Retroalimentación**

En la etapa de retroalimentación o feedback según (Valerdi et al., 2019) “se presenta información al usuario para notificarle sobre el efecto que se desencadenó como resultado de su estado mental (sensorial, motor, emocional o cognitivo) identificado por el sistema”. Esta retroalimentación se utiliza para enseñar al individuo a regular y controlar su actividad cerebral registrada o investigada y puede ser de tipo visual, auditiva Riccio et al. (2012) o táctil Alsuradi et al. (2020).

La neuro retroalimentación visual implica la presentación visual de retroalimentación relacionada con la actividad de las ondas cerebrales, por ejemplo, cambiando de forma o tamaño según la fuerza de ciertas frecuencias. El objetivo de este enfoque es ayudar a las personas a mejorar sus funciones cognitivas y normalizar la actividad cerebral anormal asociada con diversas enfermedades (Bucho et al., 2019).

#### **4.10. Bases de datos disponibles para la investigación en MI-BCI**

Existen diversas bases de datos disponibles que contienen señales EEG relacionadas con la imaginación de movimiento (ver **Tabla 3**). Estos conjuntos de datos registran señales EEG

capturadas mientras los participantes imaginan una variedad de movimientos, tales como el movimiento de la mano, el pie o actividades específicas.

**Tabla 3.**

*Base de datos disponible para la investigación en MI-BCI.*

Conjunto de datos	Número de canales	Muestra	Procedimiento
BCI Competition II Data set III (Schlögl et al., 2002).	3 canales EEG (C3, Cz y C4)	1 sujeto (mujer de 25 años)	7 sesiones de 40 ensayos cada una controlando una barra de retroalimentación de por medio de movimientos de imágenes de la mano izquierda o derecha.
BCI Competition III Data set IIIa (Schlögl, Filz, Ramoser, et al., 2004).	64 canales de EEG	3 sujetos	6 sesiones con 60 ensayos cada una realizando movimientos imaginarios de la mano izquierda, la mano derecha, el pie o la lengua de manera aleatoria
BCI Competition III Data set IIIb (Schlögl, Filz, Rasomer, et al., 2004).	2 canales bipolares EEG	3 sujetos	3 a 4 sesiones con 4 a 9 ensayos cada uno, realizando motor imagery con guía de retroalimentación en línea (clasificador no estacionario) con 2 clases (mano izquierda y mano derecha).
BCI Competition III Data set IVa (Dornhege et al., 2004a).	118 canales de EEG	5 sujetos	4 sesiones iniciales sin retroalimentación durante 3,5 segundos, visualizando cuál de las siguientes tres imágenes motoras debían realizar: (L) mano izquierda, (R) mano derecha y (F) pie derecho.
BCI Competition III Data set IVb (Dornhege et al., 2004b).	118 canales EEG	1 sujeto	7 sesiones iniciales sin retroalimentación, las señales visuales indicaban durante 3,5 segundos cuál de las siguientes 3 imágenes motoras debía realizar el sujeto: (L) mano izquierda, (F) pie derecho, (Z) lengua.
BCI Competition IV Data set 1 (Blankertz et al., 2007).	64 canales de EEG	7 sujetos	Se seleccionaron dos clases específicas de imágenes motoras sin retroalimentación de las tres opciones disponibles: mano izquierda, mano derecha y pie.
BCI Competition IV Data set 2a (Brunner et al., 2008).	22 canales de EEG	9 sujetos	Cuatro tareas diferentes de imaginación motora: imaginación del movimiento de la mano izquierda (clase 1), mano derecha (clase 2), ambos pies (clase 3) y lengua (clase 4).
BCI Competition IV Data set 2b (Leeb et al., 2008).	3 canales bipolares (C3, Cz y C4)	9 sujetos	Sesiones que contienen datos de entrenamiento sin retroalimentación (detección) y sesiones con retroalimentación.

---

Motor Movement/Imagery Dataset PhysioNet (Schalk et al., 2004).	64 canales EEG	109 sujetos	Más de 1500 registros EEG. El sujeto se imagina abriendo y cerrando el puño (o ambos) dependiendo del movimiento de un objeto mostrado en una pantalla.
Conjunto de datos EEG para estudio de variabilidad entre sesiones de sistemas MI-BCI (Ma et al., 2022).	32 canales EEG	25 sujetos	5 sesiones independientes con 100 pruebas de MI y 4 tiempos de descanso, los movimientos incluían agarre de mano izquierda y mano derecha (imaginación motora cinética) según señales de audio y video.
Conjunto de datos de imágenes motoras EEG para interfaces cerebro computador (Kaya et al., 2018a).	22 canales EEG (	13 sujetos	60 horas de grabaciones EEG, 75 sesiones con 201 segmentos de interacción EEG BCI individuales y más de 60 000 ejemplos de imágenes motoras en 4 paradigmas de interacción. La interfaz desarrollada mostró seis íconos que simbolizan imágenes motoras de la mano izquierda, la mano derecha, la pierna izquierda, la pierna derecha y la lengua junto con una imagen pasiva indicada por un círculo.

---

Nota: Elaboración de los autores

---

#### 4.11. Oportunidades de investigación en BCI

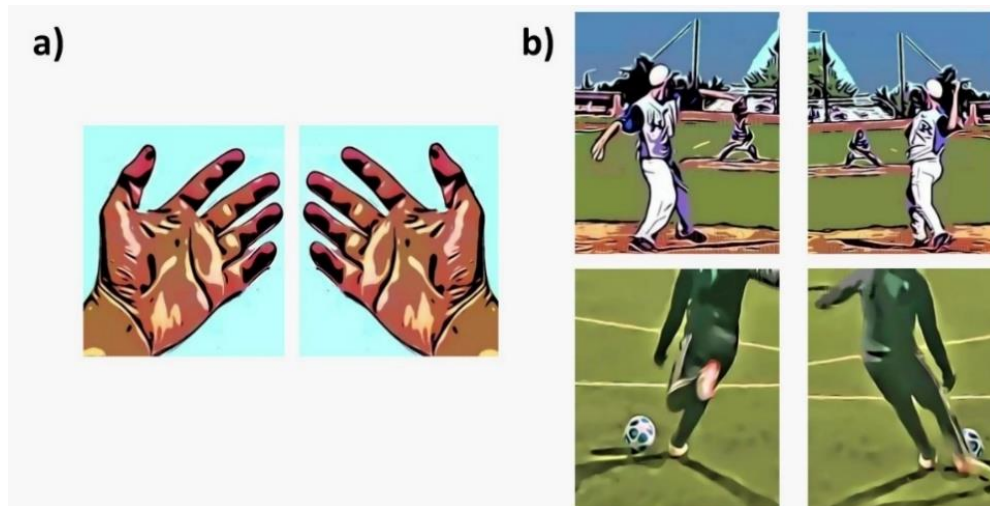
Las posibilidades de investigación en el ámbito de las BCIs son amplias y diversas, particularmente en los campos de salud e ingeniería (Ferrin-Bolaños et al., 2018). Algunos de los temas que se puede considerar son: el análisis de técnicas de extracción de características de señales EEG en la imaginación de movimiento (Medina et al., 2018). La evaluación de la precisión de los algoritmos de clasificación utilizados en sistemas BCI para interpretar las señales EEG con potencial uso en el control de exoesqueletos como se menciona en (Balanta Quintero, 2021). Así mismo, en (García et al., 2013) se menciona la experimentación de señales EEG con el propósito de crear sistemas de comunicación efectivos, posibilitando que los individuos controlen dispositivos externos exclusivamente a través de la actividad cerebral. Posibilidades de investigación en la neurorrehabilitación de extremidades superiores en individuos que han experimentado lesiones en la médula espinal. Para finalizar también se subraya la importancia de fortalecer este campo de estudio al generar conjuntos de datos de acceso público (Ferrin et al., 2018).

## 5. Metodología

En esta sección se describe el proceso para el diseño y desarrollo de la base de datos de MI-BCI de señales EEG para el análisis de conectividad.

### 5.1. Diseño del experimento

Los tipos de movimientos se componen de movimientos simples y movimientos que requieren la coordinación de varias partes del cuerpo en acciones conjuntas. Los movimientos simples como apretar el puño izquierdo y puño derecho. Además, para investigar las respuestas neuronales durante movimientos más complejos, se ha incluido cuatro tipos de movimientos compuestos. Estos movimientos implican lanzar una pelota al modo de béisbol utilizando el brazo derecho e izquierdo, así como patear una pelota al modo de fútbol utilizando la pierna izquierda y derecha, como se muestra en la **Figura 4**.



**Figura 4.** Representación de los 6 tipos de movimientos a) simples y b) compuestos.

Para definir el número de sujetos en el estudio se emitió una convocatoria dirigida a hombres y mujeres de entre 20 a 35 años que no tengan problemas de salud o limitaciones de movilidad para participar voluntariamente. En total, el experimento contó con 24 voluntarios de ambos sexos, a quienes se les explicó en qué consiste el estudio y sus objetivos. Adicionalmente, con el fin de salvaguardar los derechos e intereses de los participantes, se obtuvo el consentimiento escrito de cada involucrado (ver **Anexos 2**), especificándose que los procedimientos experimentales se realizaron siguiendo las directrices éticas del Comité de Ética de la Universidad Nacional de Loja y se realizaron según los principios descritos en la Declaración de Helsinki, asegurando el cumplimiento de las más altas consideraciones éticas en el estudio.

### 5.1.1. Características de Adquisición

En cuanto a las características de adquisición, se utilizaron 16 canales para registrar señales de EEG y dos canales para referencia y tierra. La frecuencia de muestreo de 256 Hz y 8 escaneos por cada canal. La relación entre la frecuencia de muestreo y el número de escaneos se muestra en el estándar de la **Tabla 4**. Además, se utilizó una resolución de 24 bits para capturar de manera precisa las pequeñas fluctuaciones en la actividad eléctrica del cerebro. Esta resolución permitió conseguir una representación más exacta y minuciosa de las señales que se registraban.

**Tabla 4.**

*Ajustes estándar recomendados para la adquisición de datos para los diferentes equipos G.TEC.*

g.USBamp	
Samplig Rate (Hz)	Número de escaneos recomendado
32	1
64	2
128	4
256	8
512	16
600	32

Nota: Tomado de g.tec (2020).

### 5.1.2. Preparación de la piel

Inicialmente se colocó un gorro elástico que permitió marcar las zonas donde van a ser introducidos los electrodos. Dado que se trata de un gorro ajustable, su tamaño se adaptó conforme a las características específicas de cada individuo, utilizando el centro de la cabeza como punto de referencia tanto en sentido longitudinal como transversal. (ver **Figura 5a**).

Previo a la colocación de electrodos es necesario la preparación del cuero cabelludo para asegurar una buena conductividad eléctrica y una buena conexión de los electrodos. Por tal motivo, se realizó una limpieza de la piel utilizando un gel abrasivo (WEAVER Nuprep) especializado para adquisición de señales eléctricas (ver **Figura 5b**). El gel se administra con el fin de disminuir la impedancia entre la piel y los electrodos, producida por la grasa propia del cuero cabelludo y así mejorar la calidad de la señal eléctrica capturada.

Para la adhesión correcta de los electrodos se utilizó una pasta conductiva (Ten20, **Figura 5c**) para reducir la impedancia entre la piel y los electrodos, fijando cada electrodo (ver **Figura 5d**) lo máximo posible a la piel para evitar los artefactos de movimiento.

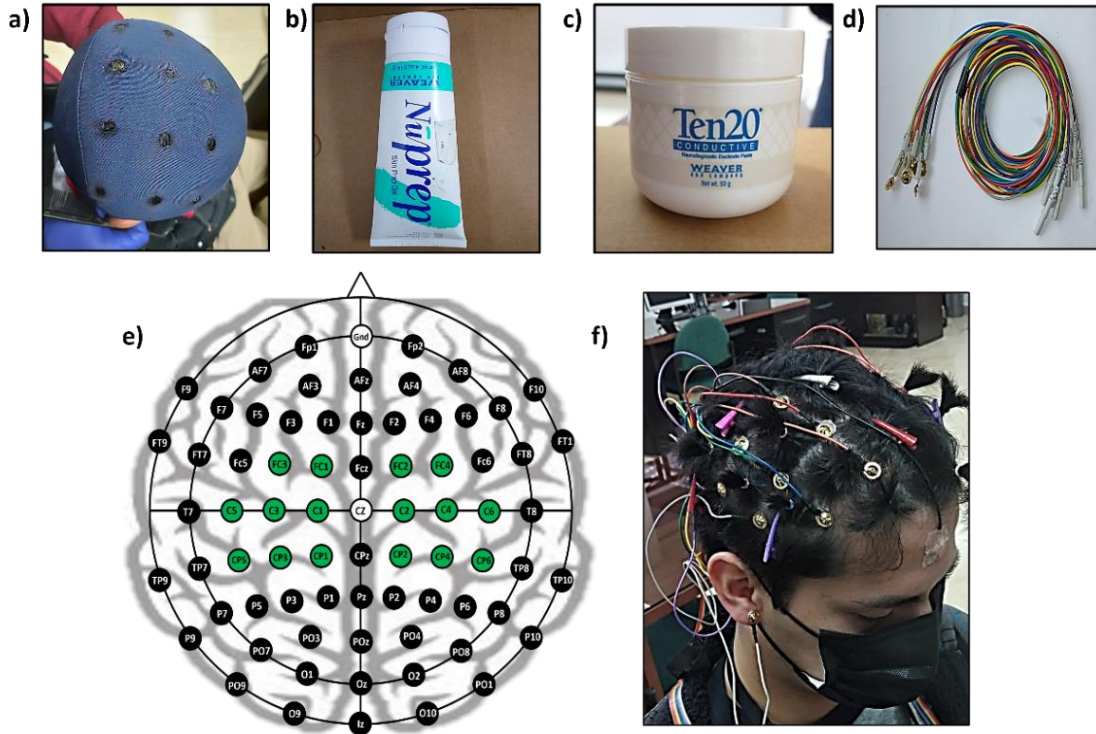
### **5.1.3. Colocación de electrodos**

La colocación de los 16 electrodos se realizó según el sistema de referencia 10/10 enfocándose principalmente en áreas cerebrales relacionadas con el control motor. Por lo tanto, se tuvo en cuenta las siguientes consideraciones:

- Colocación de un electrodo de referencia (normalmente etiquetado como "REF") en un lugar neutral, como el lóbulo de la oreja o cerca de la línea media del cuero cabelludo.
- Ubicación de un electrodo de tierra (normalmente etiquetado como "GND") en un lugar cercano al electrodo de referencia, preferiblemente en el lado opuesto del cuero cabelludo.
- Para captar las señales de la corteza motora primaria (área relacionada con el movimiento), se colocaron los electrodos en las áreas cercanas a Cz, tales como C1, C3, C5, C2, C4 y C6 (aproximadamente a 3 cm de distancia de Cz en dirección lateral). Estas ubicaciones corresponden a las áreas motoras izquierda y derecha respectivamente.

Para completar la disposición en el estándar 10/10, se colocaron los electrodos adyacentes a los de la corteza primaria, entre ellos FC1, CP1, FC2, CP2, FC4, CP4, CP5, CP6, FC3 y CP3 y así sucesivamente como se observa en la **Figura 5e**. Esto proporcionará una mayor cobertura y permitirá obtener señales de las áreas cerebrales relacionadas con el movimiento. En la **Figura 5f** se observa el resultado final de preparación y colocación de electrodos.

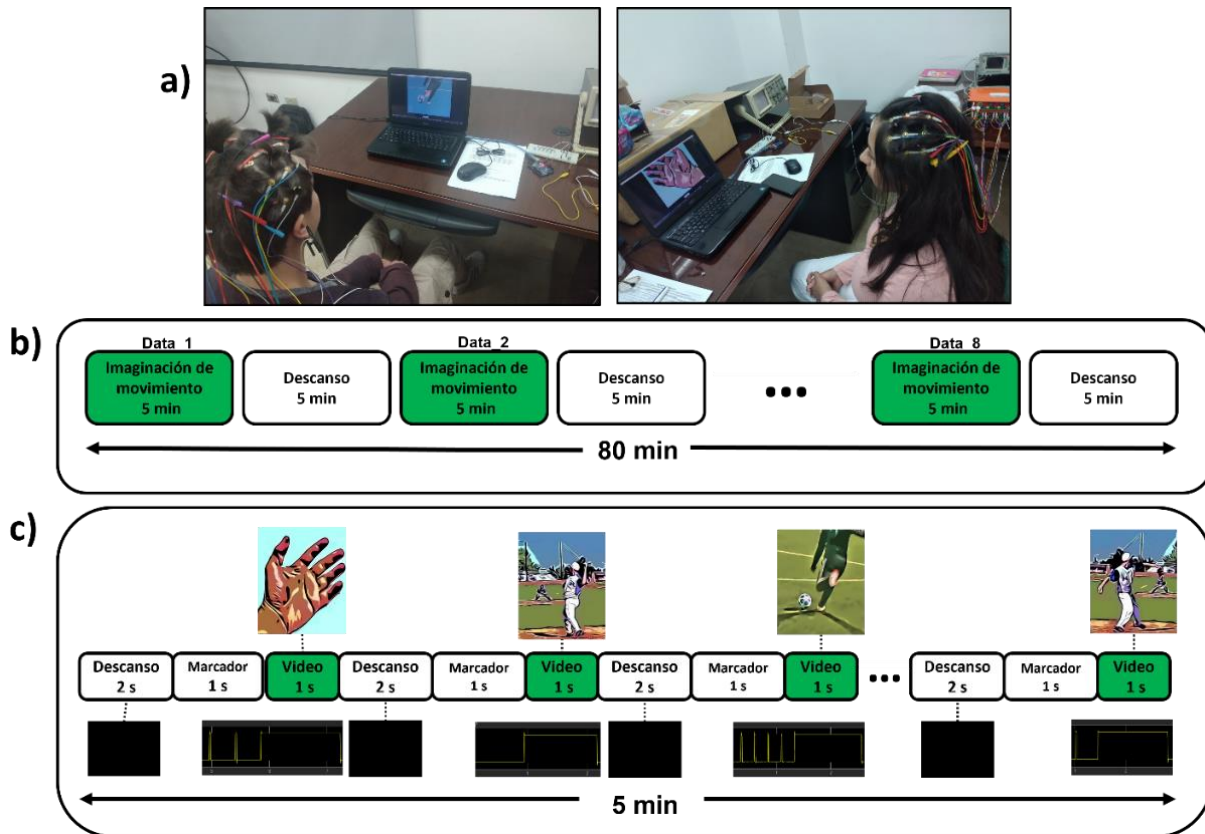




**Figura 5.** Proceso de preparación de la piel y colocación de electrodos: a) Gorro elástico para la colocación de electrodos, b) Gel utilizado en el ámbito médico para mejorar la conducción de señales eléctricas, c) Pasta conductora que se aplica en la piel antes de colocar los electrodos para asegurar una buena adherencia y una conducción eficiente de las señales eléctricas, d) Electrodo copa de oro, e) Puntos de referencia según en el Sistema Internacional 10-10 y, f) resultado final de la colocación de electrodos en un sujeto.

## 5.2. Paradigma de Experimentación

Antes de comenzar, se explicó a cada uno de los participantes el objetivo de la investigación y la rutina o protocolo del experimento. Cada uno de los participantes mostró pleno entendimiento de todo el procedimiento y accedió de forma voluntaria a seguir las instrucciones indicadas. Con el objetivo de reducir posibles distracciones y asegurar un entorno adecuado para los sujetos, el experimento tuvo lugar en un amplio y silencioso laboratorio. Los sujetos se sentaron en una silla a un metro de distancia de un monitor de computador como se muestra en la **Figura 6a** que presentaba los estímulos visuales a imaginar.



**Figura 6.** a) Escenario de experimentación y adquisición de datos. b) Segmentos de grabación con 5 min aproximados de imaginación de movimiento y 5 min de descanso. c) Representación de una sesión de adquisición con una duración de 5 minutos, comenzando con un descanso de 2 segundo, seguido de marcadores para identificar cada movimiento realizado de 1 segundo, después se presenta un video aleatoria de 1 segundo del movimiento a imaginar.

Se llevaron a cabo 8 segmentos de grabación, cada uno con una duración aproximada de 5 minutos, tal como se puede apreciar en la **Figura 6b**. Cada prueba comenzó con un período de descanso de 2 segundos, seguido de un intervalo de 1 segundo de marcadores para identificar los videos y 1 segundo en el que a los sujetos se les presentó un breve video que representaba el movimiento que debían imaginar (ver **Figura 6c**). Este enfoque aseguró que las tareas de imaginación motora se llevaran a cabo de manera estandarizada y clara durante todo el experimento.

Cada segmento de grabación contiene aproximadamente entre 65 y 75 ensayos o eventos de imaginación a de movimiento. Para mantener la condición física y mental de los participantes y una alta calidad de las señales, los participantes tomaron suficientes descansos y se mantuvieron estáticos tanto como fuera posible.

El tiempo de duración de cada parte del proceso se detalla en la **Tabla 5**, incluido la inducción a los participantes, el uso y limpieza del equipo, el experimento MI y los datos de inspección.

**Tabla 5.**

*Duración del proceso experimental en una sesión a un sujeto.*

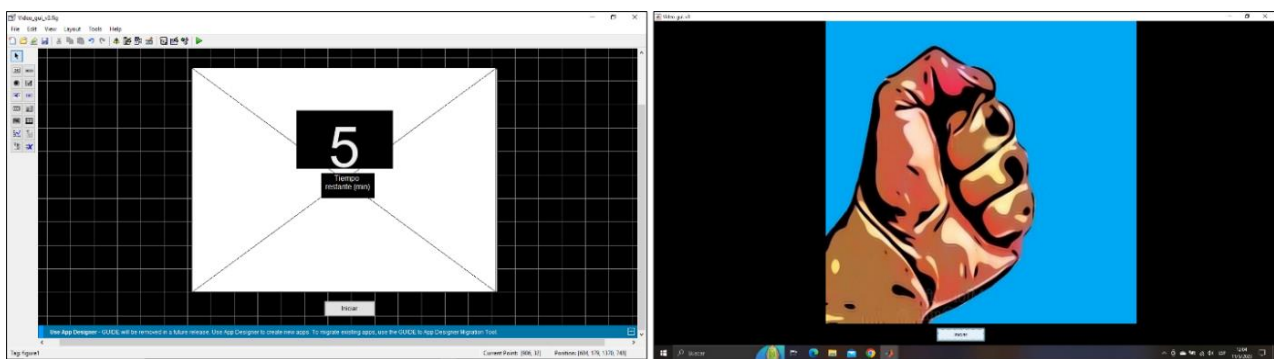
Actividad	Cantidad	Tiempo requerido (min)	Tiempo acumulado (min)
Formulario de consentimiento informado.	1	5	5
Inducción y entrenamiento.	1	15	15
Preparación de la piel y colocación de electrodos.	18	3	54
Pruebas de calidad de adquisición.	1	15	15
Segmento de grabación.	8	10	80
Desmontaje de electrodos.	1	10	10
Tiempo total			179

Nota: El tiempo total requerido para la adquisición de señales EEG de un sujeto es de 179 minutos aproximadamente (3 horas).

### 5.3. Desarrollo de la Interfaz para la presentación de estímulos visuales

El desarrollo y aplicación de un sistema para la presentación de estímulos visuales en Matlab (ver **Figura 7**), tiene como objetivo inducir una respuesta cerebral en los participantes, a través de videos de imaginación de movimiento. Una vez diseñada la interfaz, se llevaron a cabo pruebas para confirmar la exactitud y sincronización de los estímulos visuales, el tiempo de presentación y la secuencia de los videos.

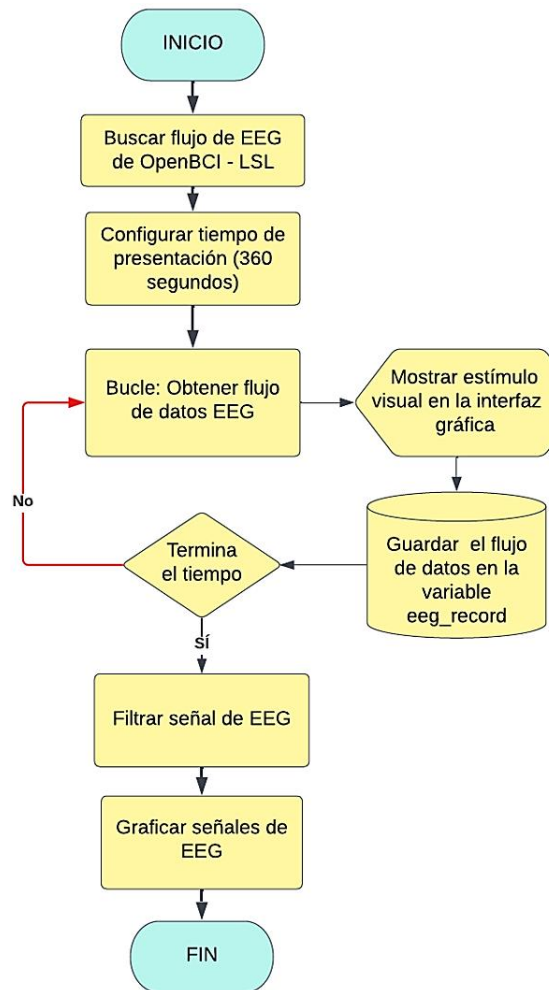
De igual manera, se evaluó la calidad visual y temporal de los estímulos para garantizar una buena experiencia durante el proceso, y finalmente, las pruebas realizadas a diferentes sujetos para confirmar la generación de respuestas consistentes en los datos EEG registrados.



**Figura 7.** Interfaz de estímulos visuales en la plataforma de Matlab GUI.

### 5.3.1. Algoritmo de presentación de estímulos visuales y adquisición de datos con OpenBCI

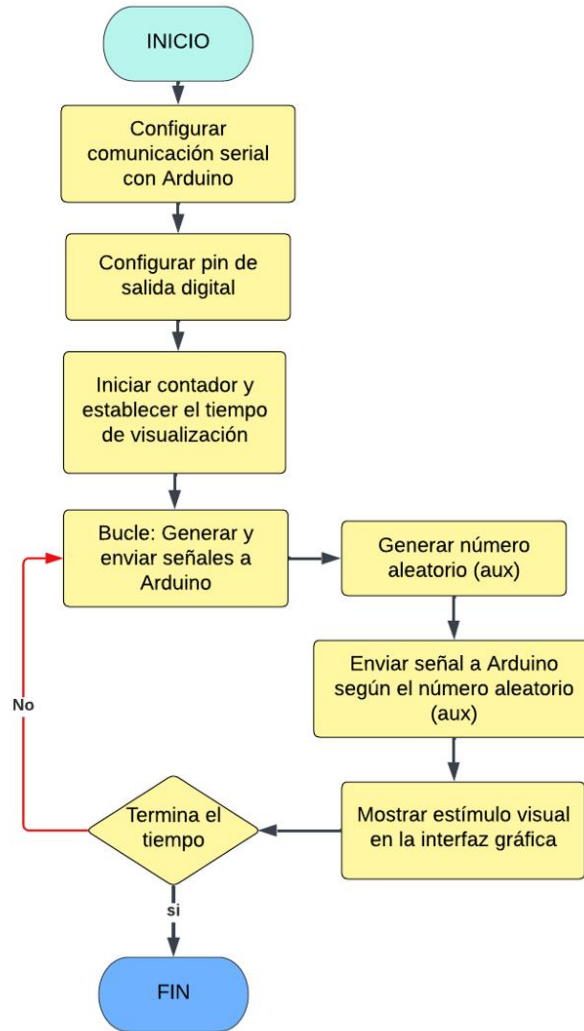
En la **Figura 8** se observa el algoritmo creado en la plataforma de Matlab para la presentación de estímulos visuales y la adquisición de señales EEG mediante el protocolo Lab Stream Layer (LSL). Las señales EEG se presentan en la plataforma de visualización de OpenBCI.



**Figura 8.** Algoritmo desarrollado en Matlab para la presentación de estímulos visuales y adquisición de señales EEG.

### 5.3.2. Algoritmo de presentación de estímulos visuales para el equipo g.USBamp

En la **Figura 9** se observa el diagrama para la presentación de estímulos visuales utilizado para el equipo g.USBamp. En comparación con el algoritmo OpenBCI, que simultáneamente presentaba estímulos visuales y realizaba la adquisición de señales. Este algoritmo se encarga únicamente de presentar los videos y enviar un pulso identificador para cada video a una placa Arduino.

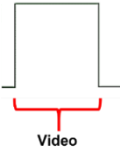
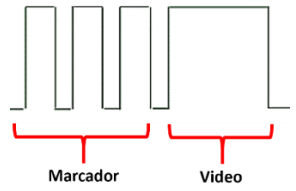
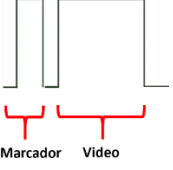
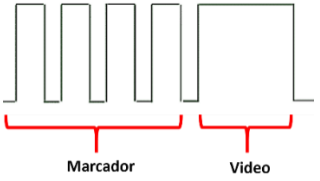
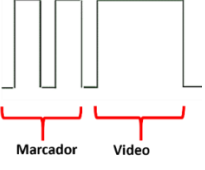
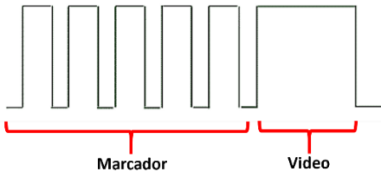


**Figura 9.** Algoritmo para la presentación de estímulos visuales y envío de pulsos a la placa Arduino UNO.

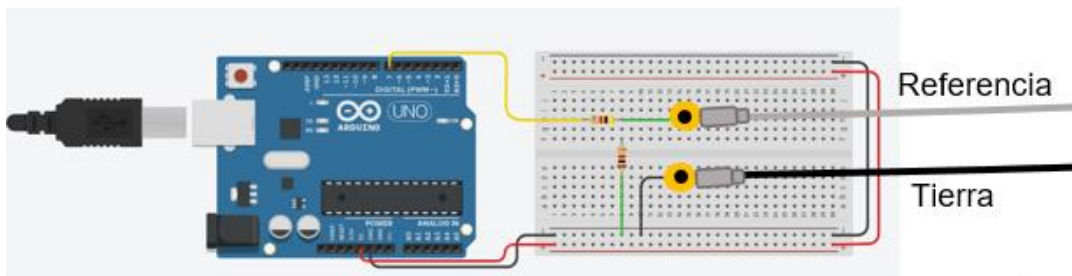
### 5.3.3. Marcadores de videos

El experimento incluyó 16 canales de grabación que recopilaban las señales EEG y 1 canal que representa los marcadores de pulsos permitiendo clasificar el tipo de estímulo presentado por el algoritmo de forma aleatoria a lo largo de la sesión. Para lograrlo, se realizó un circuito (ver **Figura 10**) diseñado para generar pulsos que representen los estímulos visuales, para distinguir los videos y los periodos de descanso en la interfaz gráfica. En la **Tabla 6** se muestran una representación para cada uno de los estímulos que fueron presentados durante el tiempo de grabación.

**Tabla 6.**  
*Marcadores para la presentación de estímulos visuales.*

Tipo de movimiento	Marcador y Video	Tipo de movimiento	Marcador y Video
Movimiento Hombro Izquierdo		Movimiento Pie Derecho	
Movimiento Hombro Derecho		Movimiento Mano Izquierda	
Movimiento Pie Izquierdo		Movimiento Mano Derecha	

**Nota:** Elaboración de los autores.



**Figura 10.** Circuito para enviar pulsos e identificar estímulos visuales mediante una placa Arduino UNO.

#### 5.4. Sistema de adquisición con OpenBCI

En este apartado se detallará acerca de cada placa utilizada en el desarrollo de esta investigación. Iniciando con las especificaciones del sistema OpenBCI, las placas utilizadas y las configuraciones necesarias para la conexión y transmisión de los datos para su posterior almacenamiento. Finalmente, se explicará el proceso completo de grabación de señales EEG con este equipo y las etapas que conlleva.

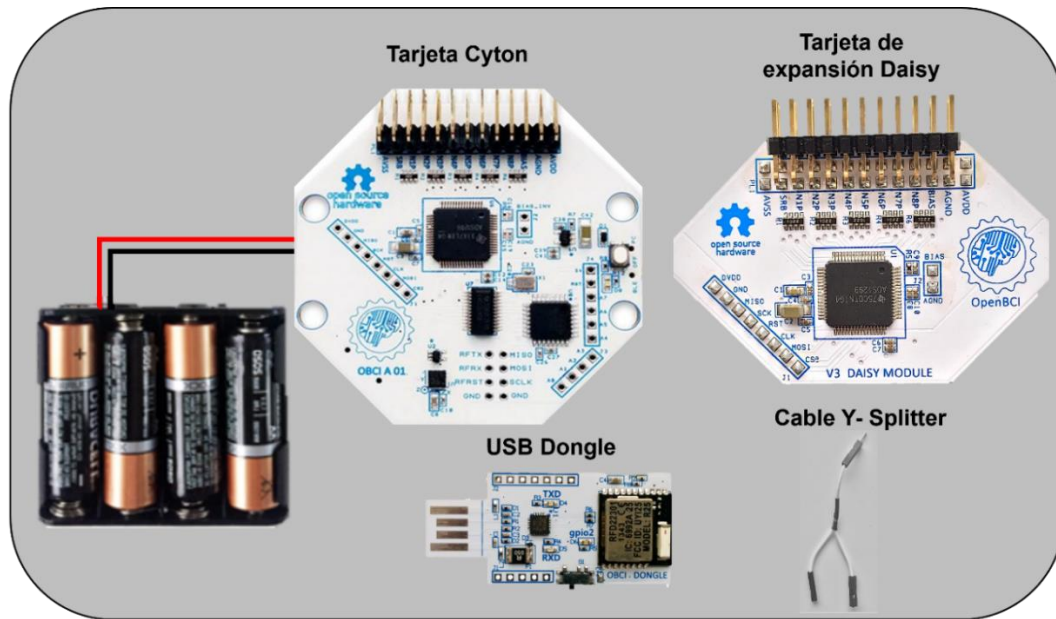
##### 5.4.1. Especificaciones del sistema OpenBCI

Los equipos utilizados se observan en la **Figura 11** los cuales fueron:

- Tarjeta Cyton de 8 canales



- Paquete de baterías AA de 6 V y (x4) baterías AA
- Cable Y-splitter
- Tarjeta Daisy para expansión a 16 canales
- USB Dongle RFDuino BLE



**Figura 11.** Hardware de equipo OpenBCI utilizado.

La tarjeta principal llamada Cyton dispone de ocho canales conectados a un amplificador de alta calidad para capturar señales de actividad cerebral (EEG). Posee un modo de tierra común para reducir ruidos eléctricos que se producen por la red eléctrica. Además, un soporte para tarjetas microSD, lo que permite aumentar la velocidad de transferencia de datos y el almacenamiento de información. En **Tabla 7** se resumen las características principales de la tarjeta Cyton utilizada.

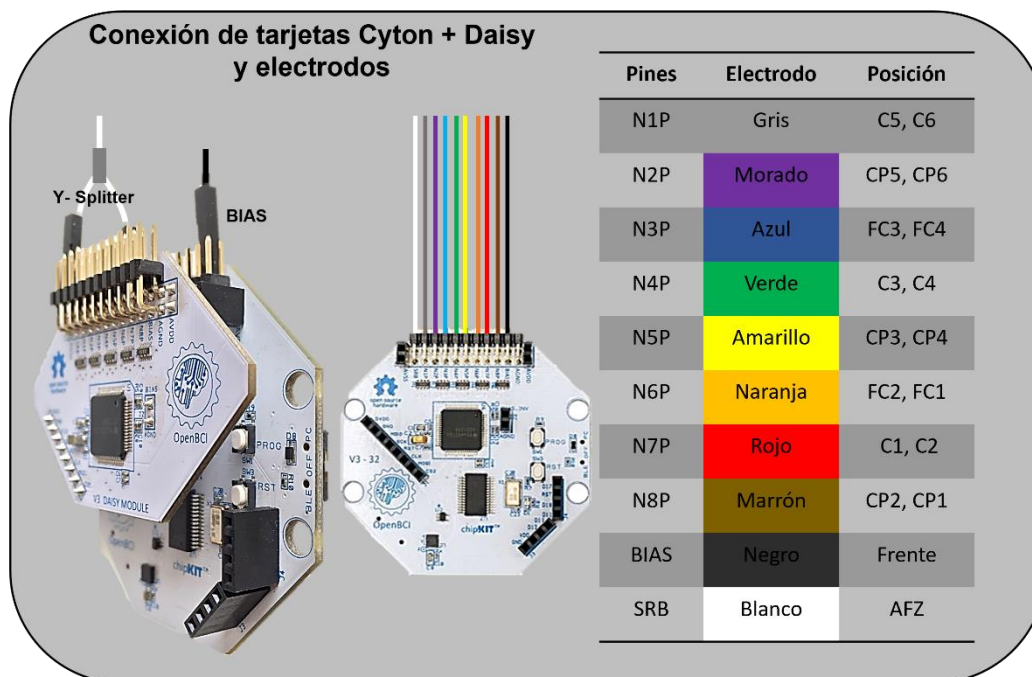
**Tabla 7.**  
*Parámetros de la tarjeta Cyton de OpenBCI.*

Parámetros	Especificaciones
Voltaje de operación digital	3.3 V
Voltaje de operación analógico	+/- 2.5 V
Convertor ADC	ADS1299
Microcontrolador	PIC32MX250F128B
Numero de canales	8 canales

Compatibilidad con electrodos	Electrodos pasivos y activos
Tipo de comunicación	Radio RFduino BLE
Nota: Elaboración propia basado en (OpenBCI, 2022)	

Debido a la necesidad de conectar un total de 16 canales, fue conveniente utilizar una placa de expansión llamada Daisy. Esta placa permitió una conexión directa con la tarjeta Cyton ampliando la capacidad a 16 canales y, al mismo tiempo, sincronizando los canales de ambas placas.

Para la configuración de las placas se utilizó un cable Y-Splitter conectado al pin SRB de la placa Daisy y al pin SRB de la placa Cyton. El extremo del cable Y-Splitter se conecta a un punto de referencia, es decir, al lóbulo de la oreja, ya que no tiene músculos ni neuronas, por lo que las señales eléctricas son bajas. El pin BIAS de la placa Cyton se conecta a un segundo punto para hacer tierra. Finalmente, se conecta los pines N1P-N8P de las tarjetas Cyton y Daisy de acuerdo al orden de colores como se observa en la **Figura 12**.



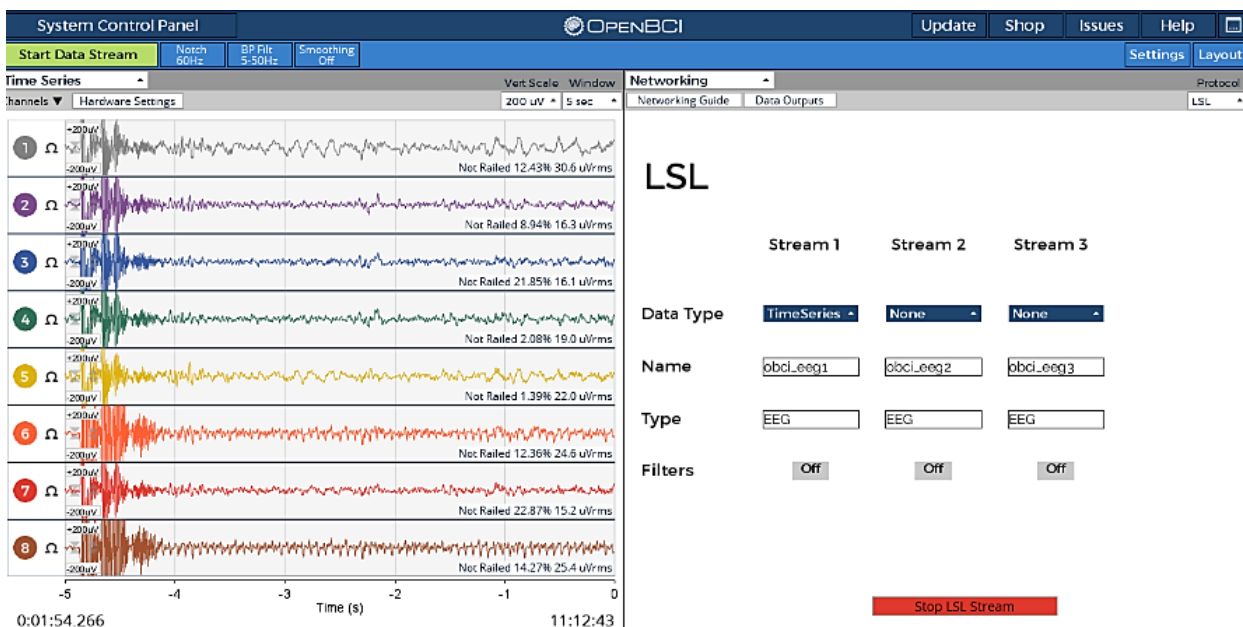
**Figura 12.** Configuración de colores, posicionamiento y conexión de los electrodos en las tarjetas Cyton+Daisy bajo el sistema 10/10.



### 5.4.2. Configuración de TX/RX

El OpenBCI USB dongle es la tarjeta que permitió conectar el equipo *Cyton+Daisy* al computador y posteriormente visualizar las señales en el software OpenBCI. La placa Dongle USB cuenta con el módulo de radio RFDuino que le permite establecer una conexión inalámbrica con el RFDuino en la placa Cyton. El dongle establece una conexión en serie con el chip FTDI integrado de la computadora. El puerto COM (para Windows) o `/dev/tty*` (para Linux o Mac). Se conectará a este puerto serie desde la GUI de OpenBCI o cualquier otro software que se desee utilizar para conectar la placa Cyton.

La interfaz gráfica de usuario (GUI) de OpenBCI es un software para visualizar, grabar y transmitir datos desde las placas OpenBCI. Los datos se pueden observar en tiempo real, reproducirlos, guardarlos en el dispositivo y transmitirlos a otros programas de terceros, como MATLAB mediante el protocolo Lab Streaming Layer (LSL) (ver **Figura 13**). LSL es un protocolo especializado en transmisión de datos y es capaz de enviar el flujo OpenBCI a aplicaciones que pueden registrar o manipular datos.



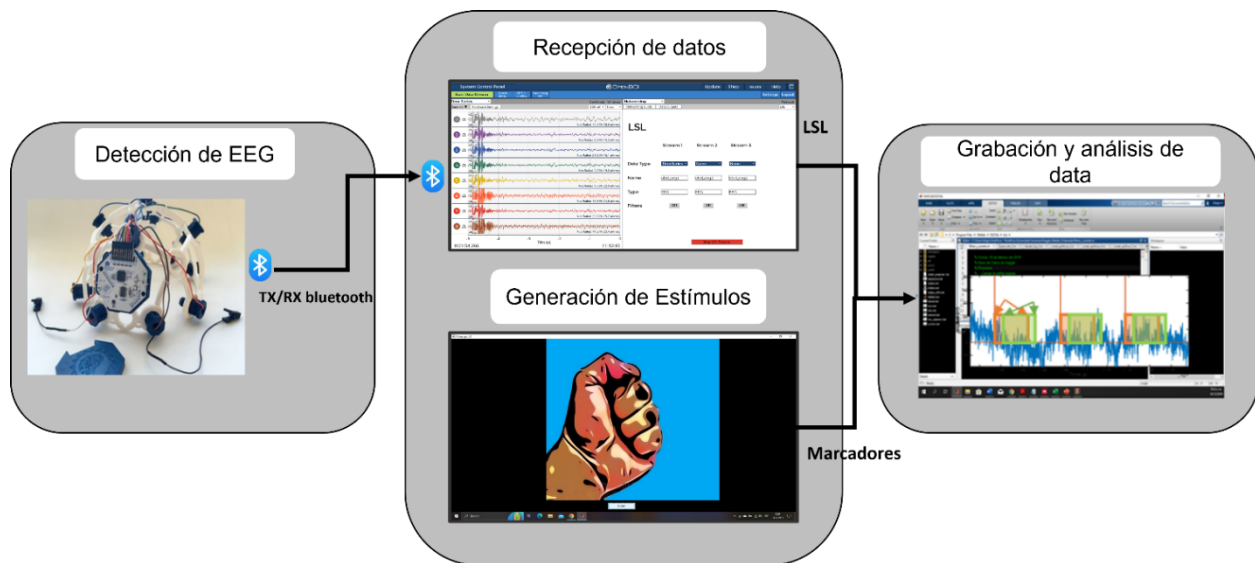
**Figura 13.** Visualización de las señales EEG en la plataforma OpenBCI y el protocolo LSL para la comunicación con la interfaz de Matlab GUI.

### 5.4.3. Proceso de grabación de señales EEG con OpenBCI

La grabación de las señales se realizó siguiendo el esquema presentado en la **Figura 14**, que constó de tres fases: detección de EEG, recepción de datos con los estímulos generados en la plataforma de MATLAB y, finalmente, grabación o almacenamiento de los datos tras cada sesión.

Antes de la colocación de los electrodos se procedió a explicar el procedimiento a realizar y los movimientos que se deben imaginar. Después, el sujeto debe entrenar las extremidades superiores e inferiores para adiestrar el cerebro y asimilar las sensaciones que se producen al realizar un movimiento y que, dichas acciones, se plasmen solo en la imaginación.

A continuación, para la detección de EEG se realiza la colocación de electrodos en la superficie del cuero cabelludo del participante. En esta etapa se prepara la piel marcando y limpiando las zonas o posiciones en las que debe ir ubicado cada electrodo (detallada en la **sección 5.1.2 y 5.1.3**). Una vez los electrodos se encuentran en posición y conectados a la placa de expansión OpenBCI se transmite los datos mediante Bluetooth al USB Dongle para la recepción y visualización de los datos en la interfaz gráfica de usuario. Esta interfaz muestra los datos de cada electrodo en tiempo real de manera indefinida. Además, se presentan los estímulos visuales en una GUI de manera aleatoria tal y como se lo describe el algoritmo de la **Figura 8**.



**Figura 14.** Esquema de adquisición de señales EEG mediante el equipo de OpenBCI y la presentación de estímulos visuales en MATLAB.

Finalmente, para el almacenamiento de los datos, se realiza una búsqueda del flujo de EEG con el protocolo LSL, estableciendo el tiempo de 380 segundos para la presentación de estímulos visuales y la adquisición de los segmentos de la sesión.

Con el propósito de mejorar los procedimientos existentes para aplicarlos en futuras grabaciones con el equipo g.USBamp se ha elaborado una encuesta dirigida a los 9 voluntarios que formaron parte de la primera etapa de recolección de señales. Esta encuesta buscó recopilar opiniones, comentarios y sugerencias útiles para identificar aspectos a mejorar al momento de

efectuar las grabaciones con eficiencia y comodidad a los sujetos participantes. Los resultados de la encuesta se detallan en el **Anexos 6**, (ver **Tabla 9**).

### 5.5. Sistema de adquisición con g.USBamp RESEARCH

Este sistema de adquisición consta principalmente del amplificador de bioseñales g.USBamp de la marca *g.tec*. El cual a diferencia del OpenBCI (equipo de bajo costo), es un sistema certificado para investigación, específicamente ECG, EEG, EMG, a continuación, se describen sus principales características.

#### 5.5.1. Especificaciones del sistema g.USBamp RESEARCH

El equipo de adquisición principal y el manual de uso se detallan en el **Anexos 1**. A continuación, se mencionará los equipos que se utilizaron y que se observan en la **Figura 15**:

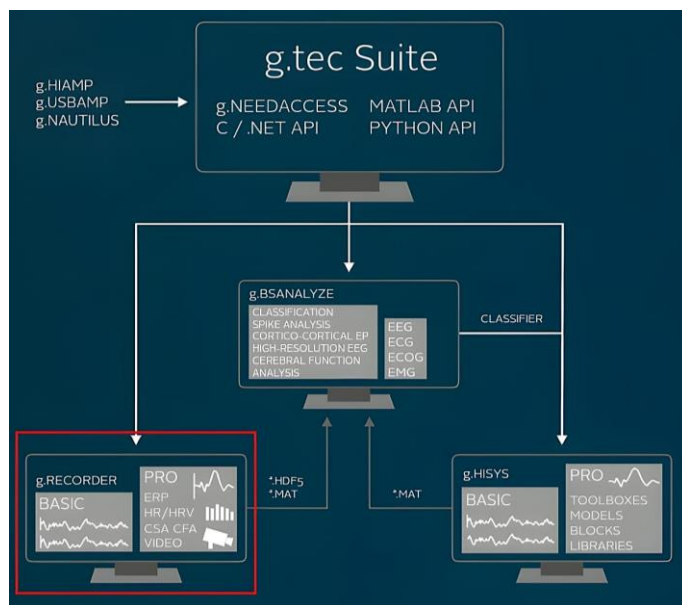
- g.USBamp –Amplificador de bioseñal USB
- GlobTek GTM21097-3005: unidad de fuente de alimentación médica
- Cable de Alimentación
- Cable de sincronización SYNC
- Cable USB para transmisión de datos
- Conectores Push-Pull



**Figura 15.** Hardware del sistema g.USBamp utilizado.

El amplificador g.USBamp cuenta con su propio Software llamado *g.tec Suite2020* (ver **Figura 16**), que contiene la biblioteca de software para ejecutar experimentos de adquisición de datos y procesamiento en tiempo real con g.USBamp, g.Hlamp y g.Nautilus. Por lo tanto,

g.RECORDER es el software que se utilizó como herramienta inicial para realizar pruebas de funcionamiento de los equipos de bioseñales. Sin embargo, el software cuenta con dos versiones, la básica que viene incluido con el amplificador y la versión Pro que tiene un costo adicional. Se utilizó solo la versión básica que permite visualizar los canales EEG, más no el almacenamiento, ni la grabación de datos.

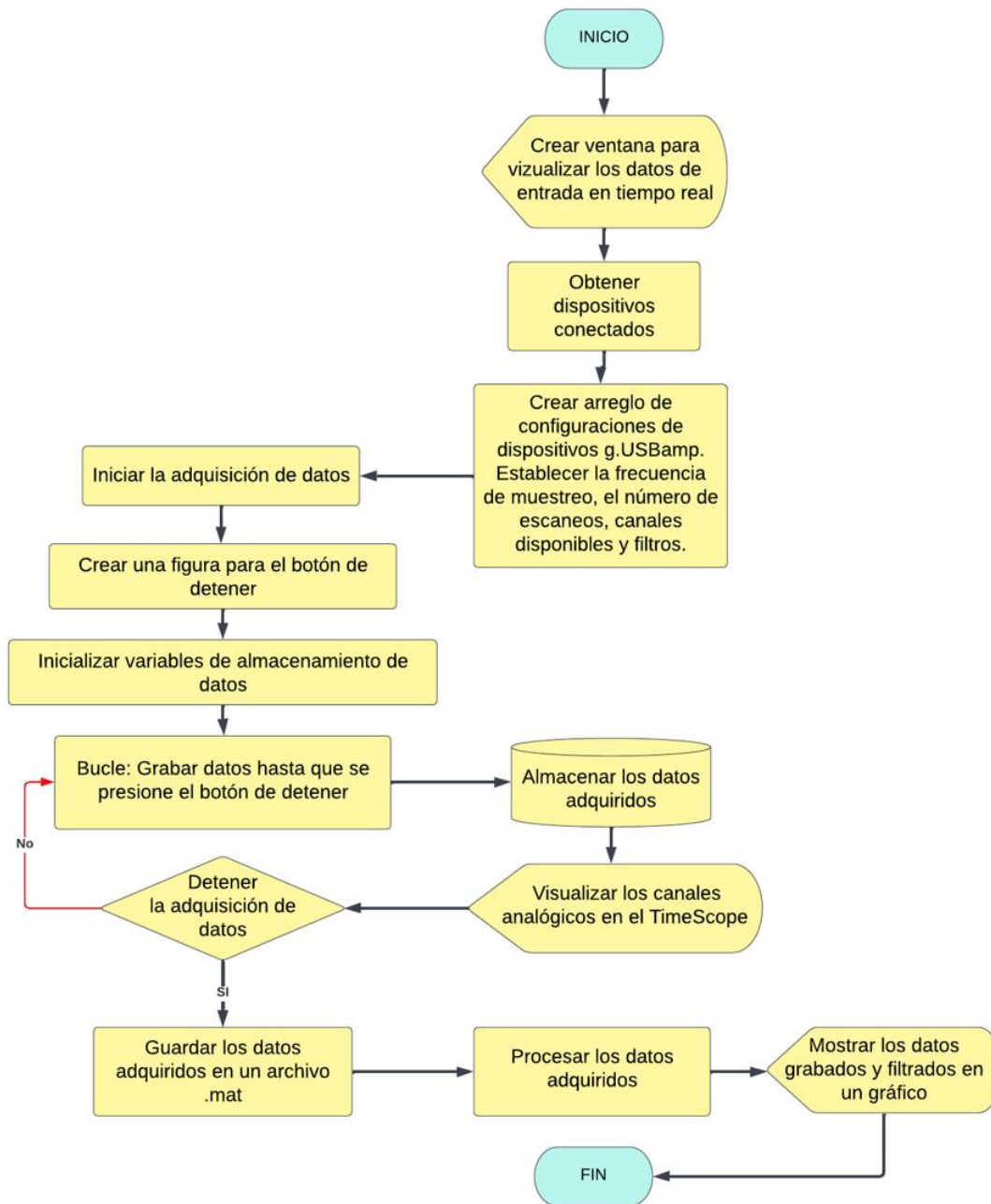


**Figura 16.** g.tec Suite 2020 contiene todos los paquetes de software de g.tec.  
**Fuente:** Modificado de (g.tec, 2023).

Para la adquisición y almacenamiento de las señales, se utilizó la interfaz de programación de aplicaciones (API) de G.TEC. Esta herramienta facilita la configuración personalizada de la adquisición y análisis de señales utilizando las diversas cajas de herramientas disponibles en MATLAB, como Statistics and Machine Learning Toolbox™, Deep Learning Toolbox™ y Signal Processing Toolbox™. La API proporciona comandos para controlar el amplificador, leer datos, ajustar filtros, modificar la frecuencia de muestreo, definir derivaciones bipolares y calibrar el sistema (MathWorks, 2024).

### 5.5.2. Algoritmo de adquisición de señales EEG con el equipo g.USBamp

En la **Figura 17** se presenta el algoritmo para la visualización en tiempo real de 32 canales de señales EEG. Este algoritmo detalla la configuración de los dispositivos g.USBamp conectados, la interfaz de visualización de señales, el botón para detener la adquisición y el preprocesamiento de los datos. Este puede ser modificado fácilmente dependiendo de las necesidades de la investigación.



**Figura 17.** Algoritmo para la presentación y adquisición en tiempo real de 32 canales de señales EEG.

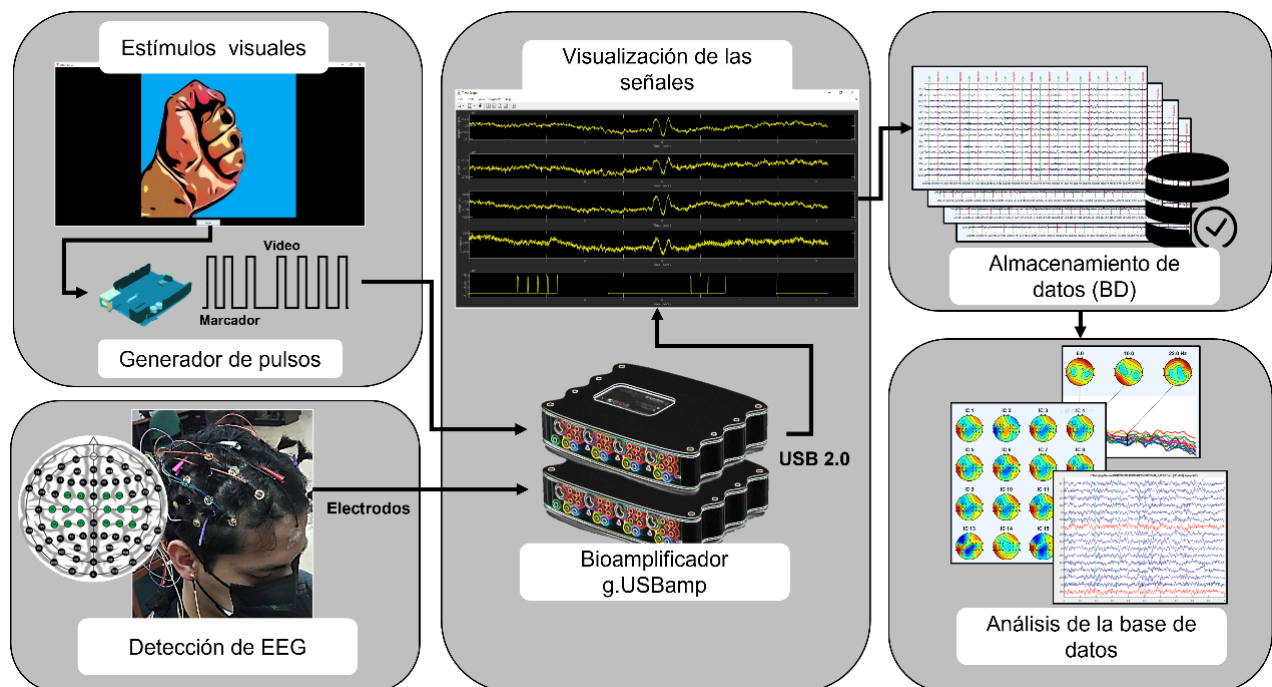
### 5.5.3. Proceso de grabación de señales EEG con gUSBamp

En la **Figura 18** se muestra el proceso de grabación de las señales, el cual, consta de varias etapas las cuales son: la detección de EEG, la presentación de estímulos visuales con la generación de pulsos, la visualización de las señales EEG mediante el equipo g.USBamp, y finalmente el almacenamiento de los datos.

La detección de EEG como se mencionó en la **sección 5.1.3** se realiza siguiendo el protocolo para la colocación de electrodos y conectándolos en el dispositivo amplificador

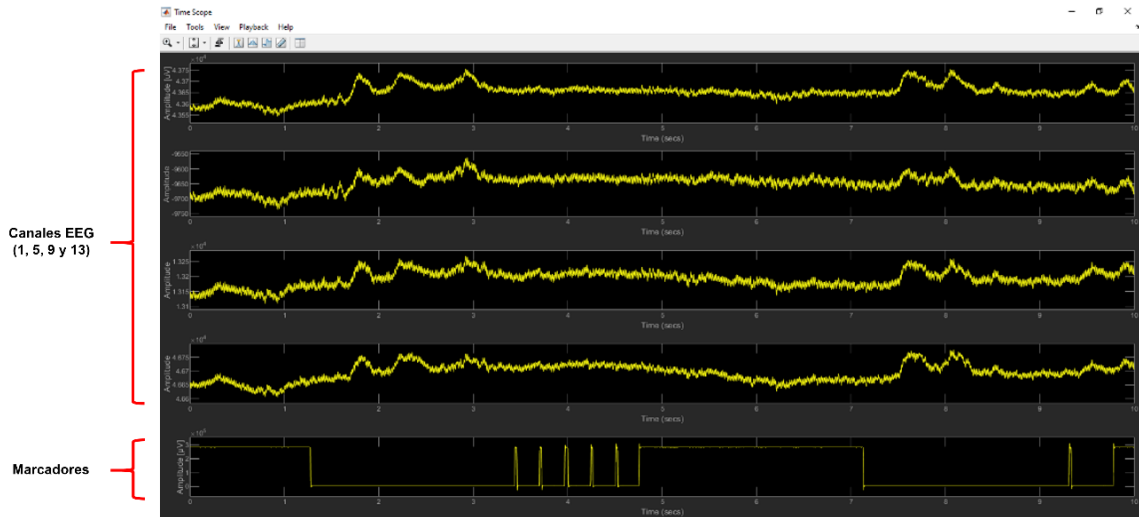
g.USBamp en el orden de colores correspondiente. A diferencia de los apartados anteriores, en esta etapa se utilizan dos computadores. En el primer computador se ejecuta una GUI diseñada para la presentación de los estímulos visuales. Cuando se muestra un video en el GUI en el primer computador, el código envía una señal al Arduino Uno para que genere un pulso que constituye el marcador que identifica el tipo de estímulo presentado. El pulso generado por el Arduino Uno se envía mediante los electrodos de referencia y tierra hacia la interfaz de señales del equipo g.USBamp. Luego el amplificador g.USBamp se configura para diferenciar las señales recibidas y asociarlas con cada video específico.

El segundo computador se utiliza para adquirir las señales EEG del equipo g.USBamp mediante USB como se observa en la **Figura 19**. MATLAB proporciona una interfaz de programación que permite la comunicación con el dispositivo y la adquisición de datos en tiempo real, permitiendo monitorear las señales que se presentaban en una ventana de 10 segundos. Esta ventana se actualizaba constantemente hasta que se complete el tiempo establecido de los estímulos visuales de imaginación de movimiento. Además, se incluye un canal extra para la captura de marcadores de videos, lo que permite sincronizar los datos EEG con los estímulos visuales presentados durante el experimento.



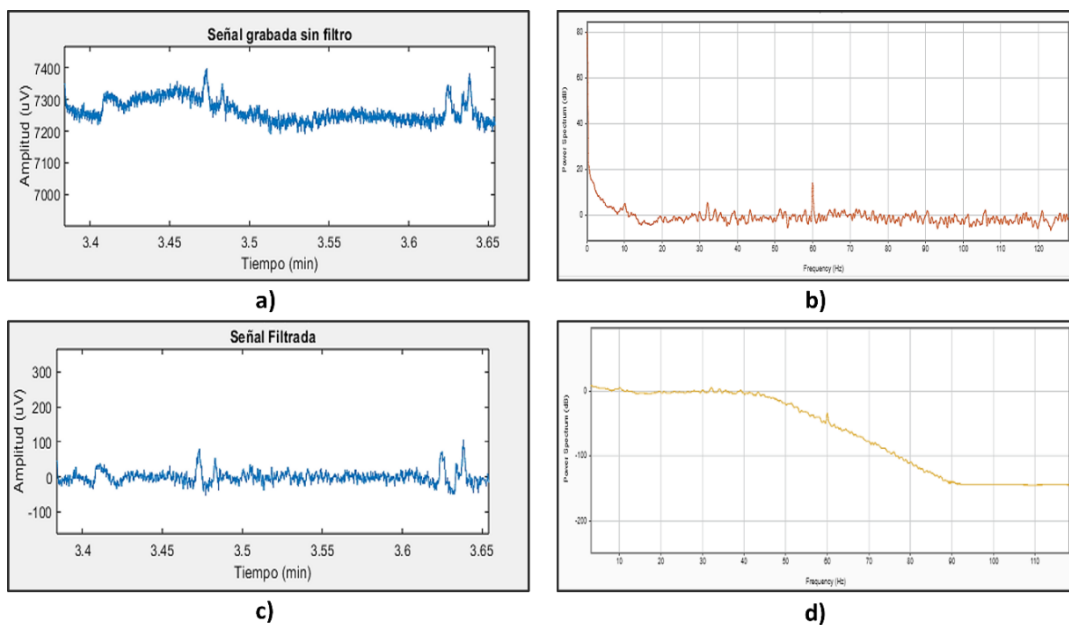
**Figura 18.** Esquema para la adquisición de señales EEG y la estimulación de la imaginación de movimiento mediante una secuencia de videos en Matlab GUI.





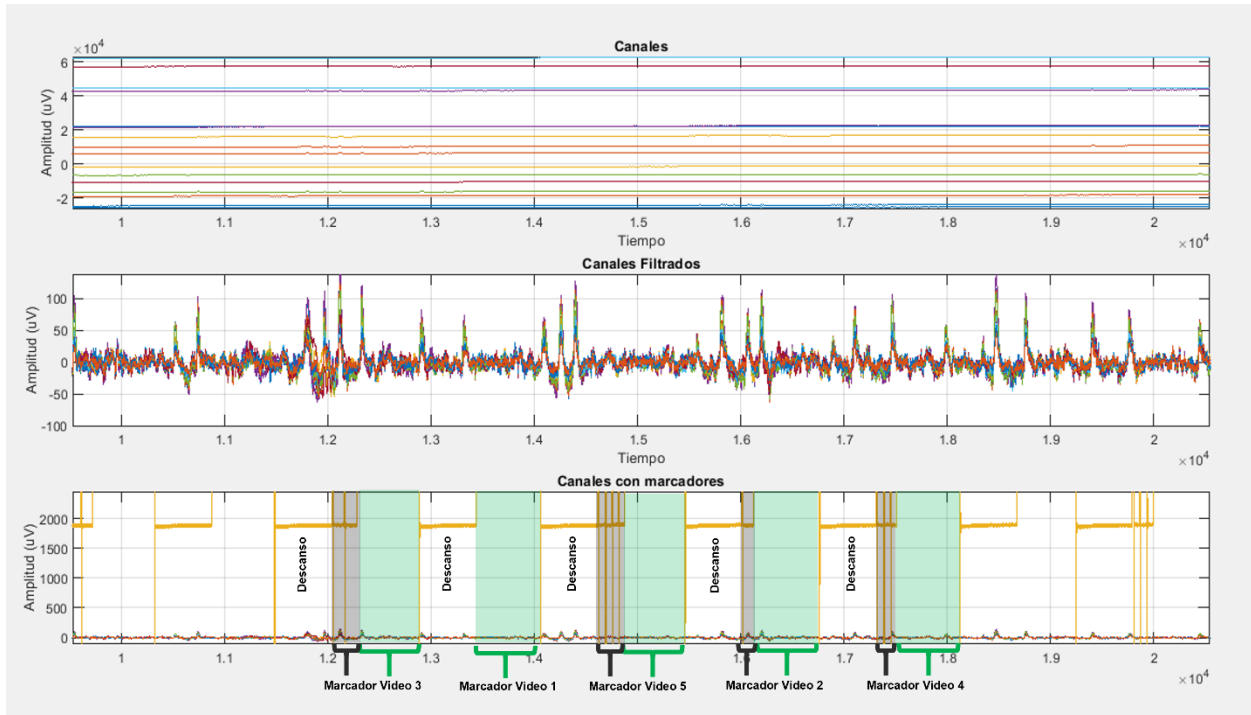
**Figura 19.** Interfaz para la visualización de señales EEG (canales 1, 5, 9 y 13) y marcadores de estímulos visuales (canal 17).

Una de las características clave de este sistema es el filtrado que se realiza sobre las señales EEG capturadas. Se aplicó un filtro pasa banda IIR (Infinite Impulse Response) de orden 14 con una frecuencia de corte de 0.5 a 45 Hz, permitiendo el paso en un rango específico de frecuencias mientras atenúa las frecuencias fuera de este rango. De esta manera se elimina el ruido de la red eléctrica, mejorando así la calidad de las señales capturadas. En la **Figura 20** muestra los resultados de la señal filtrada para un único canal.



**Figura 20.** Señal del canal 12: a) previo al filtrado, b) espectro previo al filtrado, c) después del filtro paso banda y d) espectro después del filtrado.

En la **Figura 21** se presenta el resultado de la grabación de señales durante el periodo de tiempo establecido por la presentación de estímulos visuales. En este grafico muestra los canales EEG grabados en función del tiempo, el filtrado que se realizó a todos los canales y los marcadores para identificar cada video presentado, la parte sombreada de color negro indica el marcador de cada video, de color verde el video presentado y la parte sin sombrear indica el descanso entre videos. Para finalizar, se procede a almacenar el archivo (.mat) de los datos de acuerdo con el segmento correspondiente de la sesión del participante.



**Figura 21.** Resultado de un segmento de grabación después del proceso de filtrado a) señales EEG filtradas y b) marcadores de videos.

En resumen, este esquema permite la adquisición y almacenamiento de señales EEG, la estimulación de la imaginación de movimiento mediante una secuencia de videos controlados por un GUI en MATLAB, y la identificación de cada video a través del uso de una placa Arduino Uno en la interfaz.

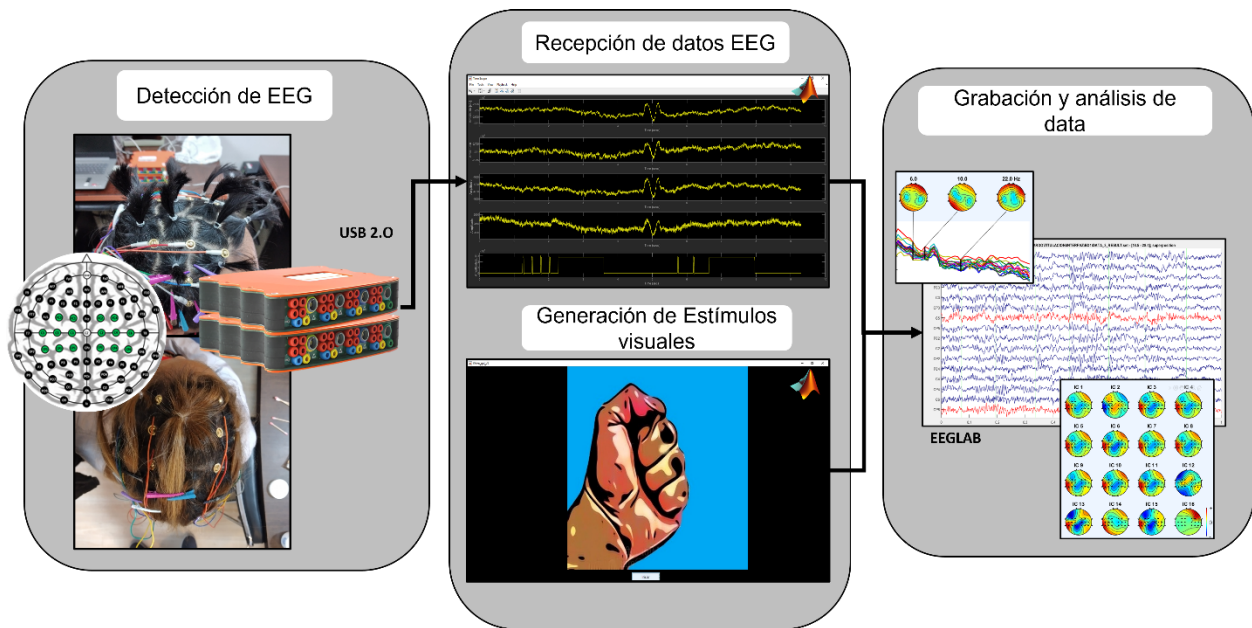


## 6. Resultados

En esta sección se expondrán los resultados obtenidos durante el desarrollo de esta investigación. Se comenzará explicando el sistema BCI desarrollado con el equipo g.USBamp y los aspectos tecnológicos que conlleva. Después, se explica cómo está formada la base de datos con los diferentes equipos y las especificaciones utilizadas. Posteriormente, se explica el proceso que se llevó a cabo para validar la base de datos mediante el análisis de las grabaciones con un software específico de preprocesamiento de señales. Finalmente, se explica la elaboración del manual de usuario para el equipo g.USBamp y la manera como se lo configura. Los resultados obtenidos en esta investigación van de acuerdo con cada uno de los objetivos generales planteados al inicio de esta investigación.

### 6.1. Sistema BCI desarrollado

El sistema de interfaz cerebro computador desarrollado (ver **Figura 22**) involucra algunos aspectos tecnológicos que incluye la detección y medición de señales EEG mediante el dispositivo g.USBamp, permitiendo digitalizar la actividad eléctrica del sujeto. Así como la visualización de las señales cerebrales en una interfaz gráfica que permite monitorear el estado de los sujetos en tiempo real. Además, se puede configurar otros parámetros, como el número de canales a visualizar, la frecuencia de muestreo, y los filtros aplicados, adaptándose a las necesidades específicas de la investigación. La presentación de los estímulos visuales se realizó mediante una interfaz gráfica en la que muestra videos cortos de 1 segundo de manera aleatoria. Se configura el tiempo de reproducción de los videos y se programa pulsos diferentes por cada video presentado, logrando así identificar en la interfaz de recepción qué video se está mostrando. Finalmente, los datos recopilados pueden ser guardados como un archivo (.mat) en cual contiene todo el proceso de la detección de las señales EEG, los canales y los marcadores de videos.



**Figura 22.** Sistema BCI desarrollado con el equipo g.USBamp

## 6.2. Base de datos EEG de movimientos imaginados

La base de datos EEG está disponible en el enlace proporcionado en el **Anexos 2**, y se puede dividir en dos secciones debido a que se utilizaron dos equipos. Inicialmente, para la adquisición con el equipo OpenBCI, se seleccionaron 9 sujetos para participar, los cuales realizaron un total de 10 segmentos de grabación. En consecuencia, el número total de registros de EEG para la consolidación de la base de datos con el equipo OpenBCI fue de 90 sesiones de 6 min cada una.

En la adquisición de datos con el equipo g.USBamp se seleccionaron 15 sujetos para participar, los cuales realizaron una sesión de 8 segmentos de grabación por cada sujeto obteniendo un total de 120 registros de 5 min. En la **Tabla 8** se detalla la información específica sobre el conjunto de datos con ambos equipos utilizados.

**Tabla 8.**  
*Información específica sobre el conjunto de datos.*

Parámetros	OpenBCI	g.USBamp
Número de sujetos	9	15
Número de canales	16	16
Número de clases	6	6
Tiempo de grabación	6 min.	5 min.
Número de segmentos grabados	10	8

Número de ensayos por segmento	90 a 100	75 a 80
Frecuencia de muestreo	125 Hz	256 Hz
Resolución	24 bits	24 bits
Nota: Elaboración de los autores.		

### 6.3. Validación Técnica de las Bases de Datos de Señales EEG

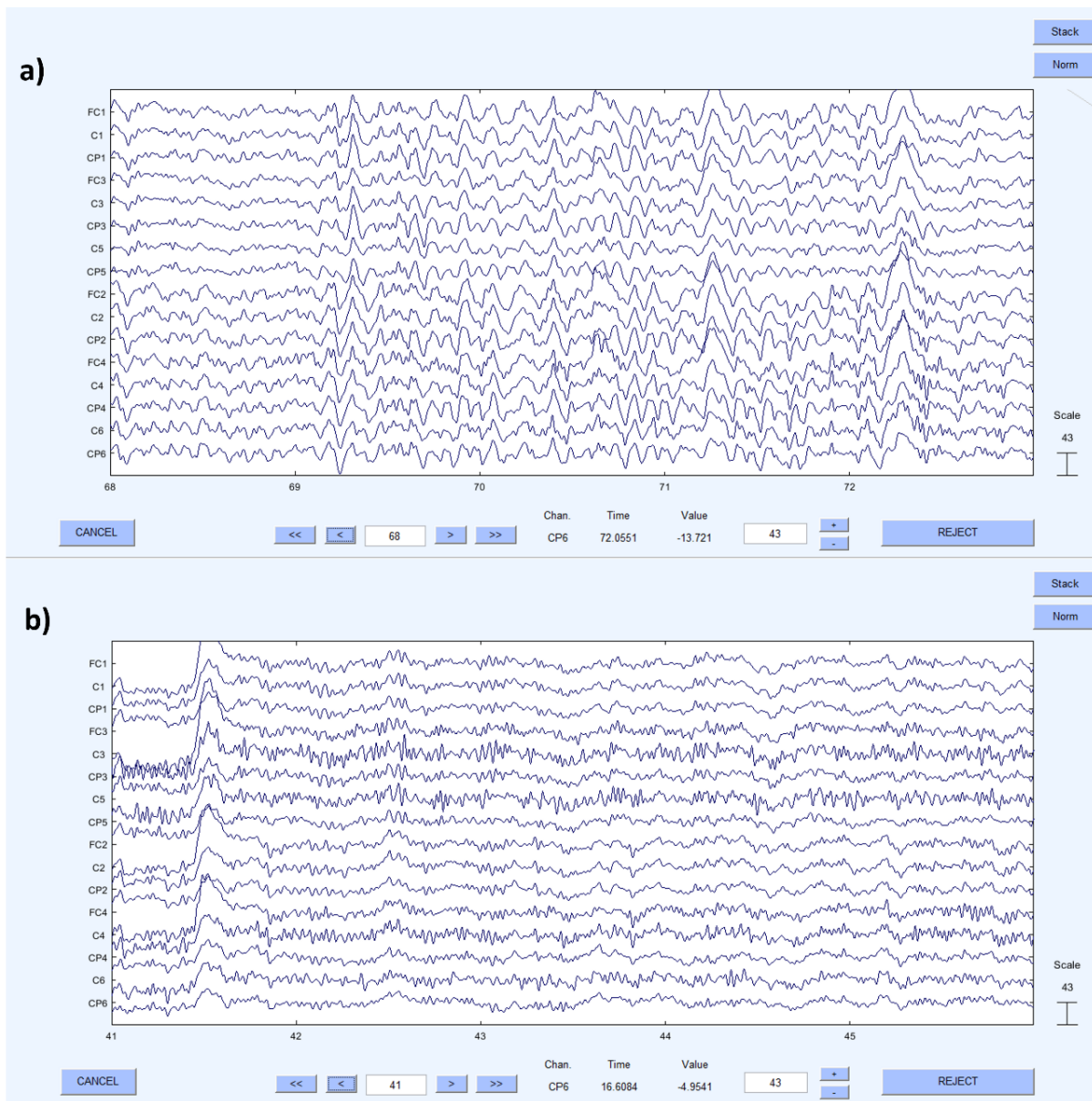
Una vez recopilados los datos, es imprescindible llevar a cabo un preprocesamiento para eliminar la información redundante, excluyendo aquellas señales que no se originan en el cerebro y carecen de relevancia significativa. Para esto usamos el toolbox EEGLAB desarrollado por (EEGLAB.ORG, 2023) (Blanco Gómez, 2017).

#### 6.3.1. Análisis temporal de las señales

El análisis temporal de las señales EEG consiste en evaluar la información registrada en las señales cerebrales a lo largo del tiempo para identificar patrones, revelando información importante sobre el estado mental o las intenciones del usuario.

En el eje de las ordenadas se muestra el potencial eléctrico de cada señal capturada en los distintos canales marcados con sus respectivos nombres, mientras que el eje de abscisas reflejará el tiempo transcurrido. Las unidades empleadas para medir el potencial eléctrico serán microvoltios ( $\mu\text{V}$ ) y para el tiempo se utilizarán segundos (s). Esta forma de presentar los datos permitirá visualizar claramente las variaciones del potencial eléctrico en el tiempo y entender la actividad cerebral registrada.

Con este análisis, se puede determinar si el sujeto está despierto, en estado de sueño o concentrado. La señal EEG de un sujeto despierto estará mayormente compuesta por componentes de baja frecuencia, destacando especialmente las bandas alfa y theta. En la **Figura 23a** a partir del segundo 69 se observa como la amplitud de la señal de los canales varía en función del tiempo, llegando incluso a sobrepasar el límite y se solapa con la señal del canal adyacente. Esto indica que en esta zona hay presencia de artefactos y que puede atribuirse a diferentes estados como el sueño o meditación que son componentes de gran amplitud y baja frecuencia como ondas delta (0.5 – 3 Hz) y theta (4 – 7 Hz). En la **Figura 23b** se observa una actividad más estable en la señal de los canales a partir del segundo 42, indicando que el sujeto se encuentra despierto, relajado, lo que reduce la aparición de artefactos. En esta zona predomina una frecuencia más elevada, alcanzando las ondas alfa (8 – 12 Hz) y beta (13 – 30 Hz).

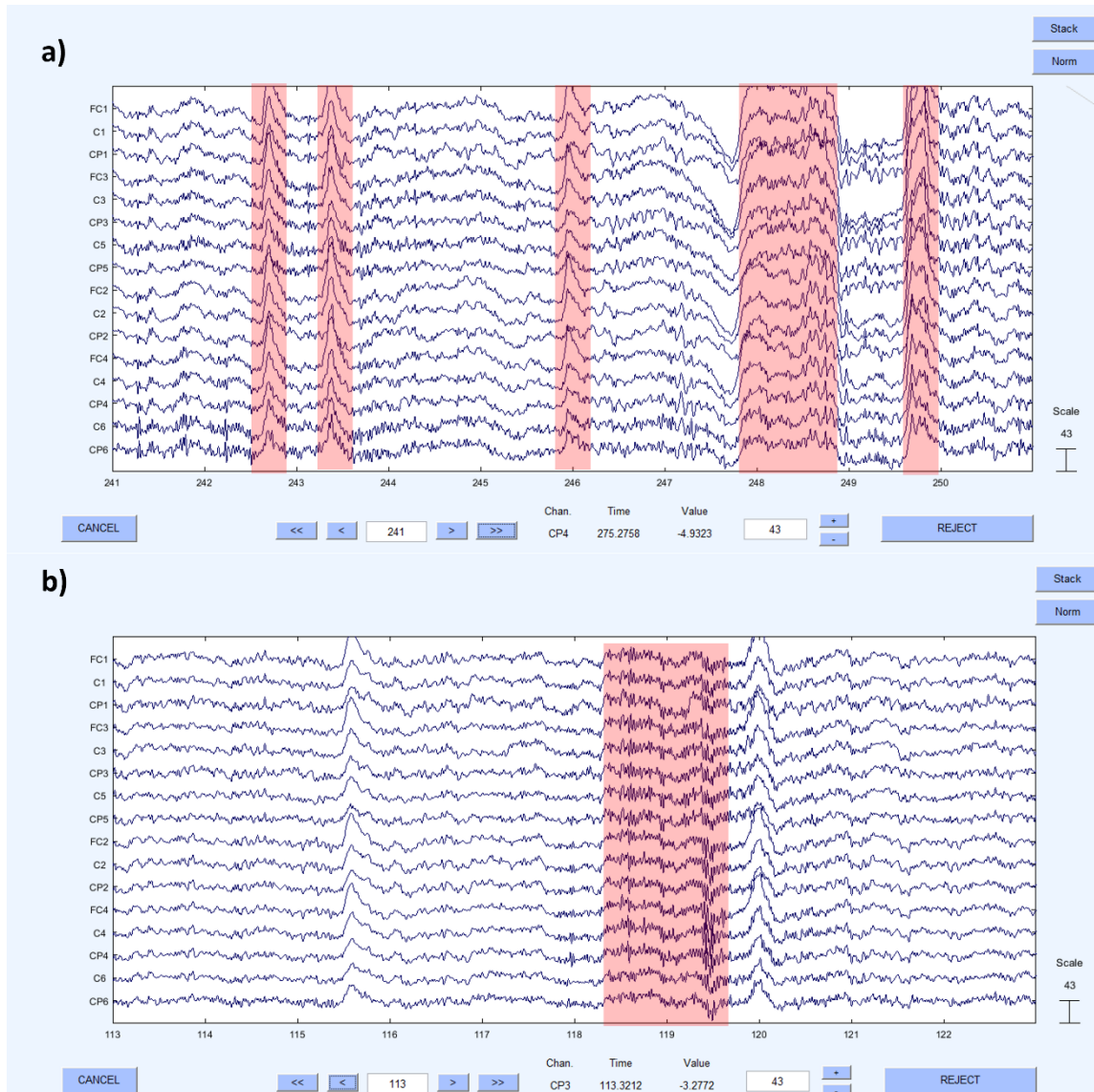


**Figura 23.** Análisis temporal de las señales grabadas **a)** presencia de ondas delta y theta y **b)** presencia de ondas alfa y delta.

### 6.3.1.1. Detección manual de artefactos.

Las principales fuentes de contaminación son: parpadeos, movimientos oculares, actividad muscular, movimientos corporales, etc. Este tipo de artefactos no se puede eliminar fácilmente mediante filtros por lo tanto un enfoque común es la revisión visual y la eliminación manual de ellos segmentos contaminados presentes en los registros cerebrales. En la **Figura 24** se observan los tipos de artefactos de las señales EEG grabadas: a) el parpadeo de los ojos, fácilmente reconocibles por la presencia de deflexiones en forma de pico de gran amplitud; b) la

actividad muscular, se debe a la contracción de varios músculos del cuello, mandíbula, cara y cuero cabelludo. Manifestándose como una señal de alta frecuencia en forma de picos aislados y cuya duración es menor a un segundo.

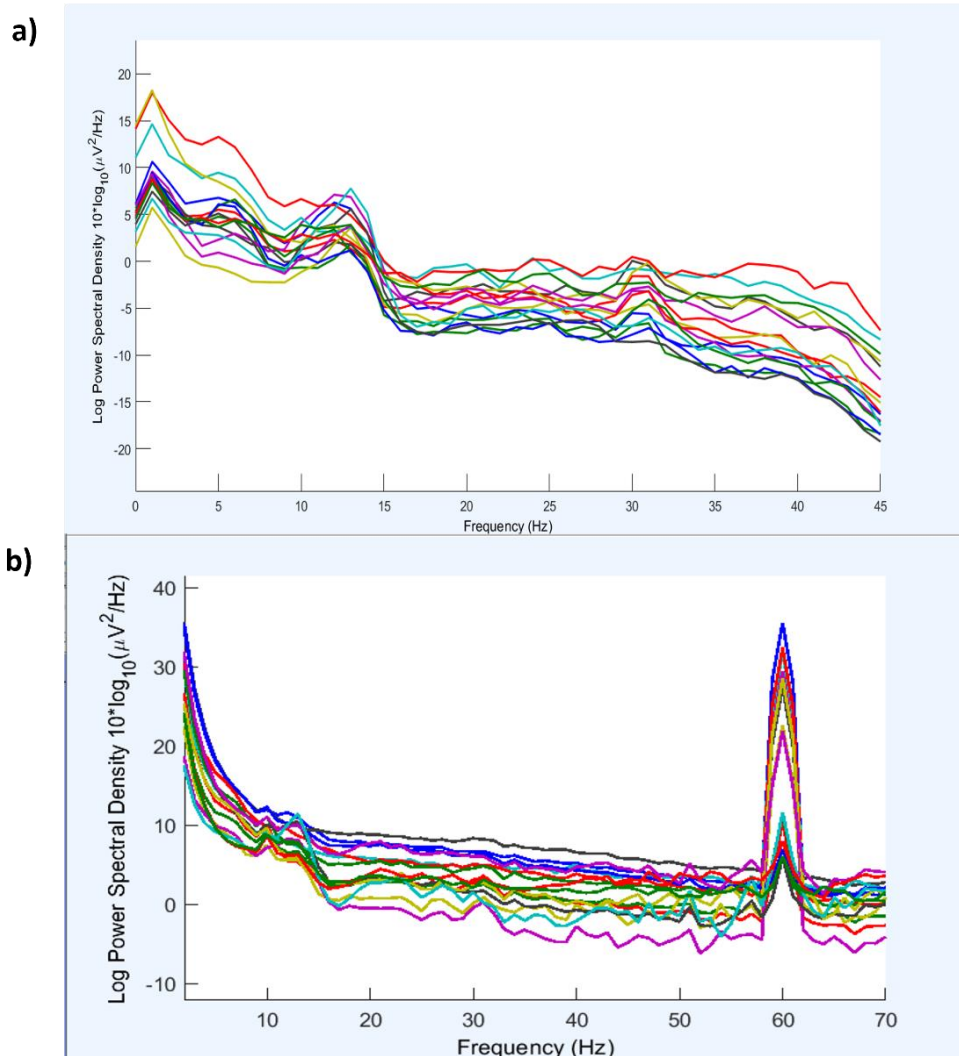


**Figura 24.** Análisis temporal de un artefacto por **a)** parpadeos o movimiento ocular y **b)** actividad muscular.

### 6.3.2. Análisis frecuencial de las señales

La herramienta principal de este análisis es la densidad espectral de potencia (PSD). La PSD permite analizar la distribución de la potencia de la señal en función de la frecuencia, matemáticamente se describe como la magnitud al cuadrado de la transformada de Fourier de la señal EEG. El análisis en frecuencia proporciona el espectro de un conjunto de muestras en un único registro de datos. En la **Figura 25a** se presenta la PSD de los 16 canales EEG, se puede

observar que en el eje vertical muestra la densidad espectral de potencia de la señal registrada de cada electrodo donde cada canal se representa con una línea de color distinto para distinguirlos fácilmente. En el eje horizontal, se muestra la frecuencia en Hertz (Hz). Se utiliza estas unidades de frecuencia y densidad espectral de potencia expresadas en decibelios ( $\text{dB}(\mu\text{V}^2/\text{Hz})$ ).



**Figura 25.** Espectro de frecuencias a) 16 canales de 0.5 a 45 Hz y b) Caracterización espectral del ruido de línea en la frecuencia de 60 Hz.

Otro punto importante de este análisis es determinar si los canales deben ser filtrados, identificando picos o componentes no deseados en ciertas frecuencias que pueden corresponder a artefactos. Debido a que muchos artefactos se producen a baja frecuencia, con un filtro paso de banda se puede eliminar el ruido de línea que se produce a 50 o 60 Hz. Un análisis en frecuencia permite determinar en qué frecuencia se encuentra el ruido de línea y de esta manera eliminarlo, ya que no aporta información útil en la señal. Como se puede observar en la **Figura**

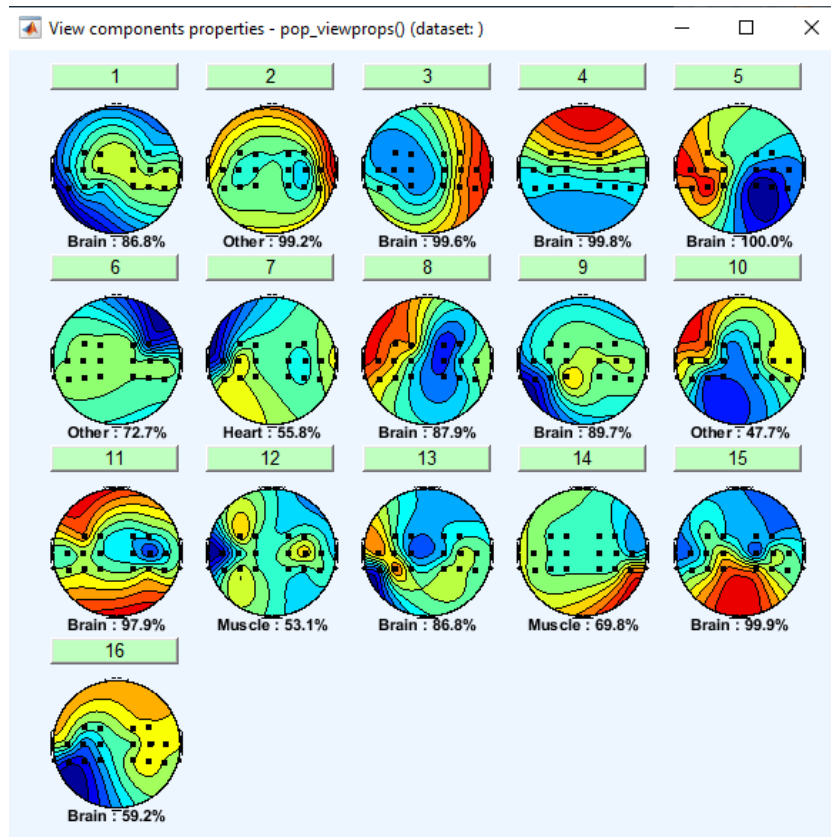


**25b** el ruido de línea se encuentra a 60 Hz caracterizándose por un pico de alta densidad espectral de potencia.

### 6.3.3. Mapas de distribución topográfica de los canales EEG

Como un proceso adicional se realizó un análisis de los componentes en un mapa de distribución topográfica. Este mapa topográfico ofrece una representación visual de los canales seleccionados y de la actividad del espectro de potencia logrando identificar y dividir las componentes independientes obtenidas en las que se registra la actividad cerebral y en las componentes que presentan artefactos. Las componentes que proceden de artefactos pueden ser eliminados ya que no aportan información cerebral de interés.

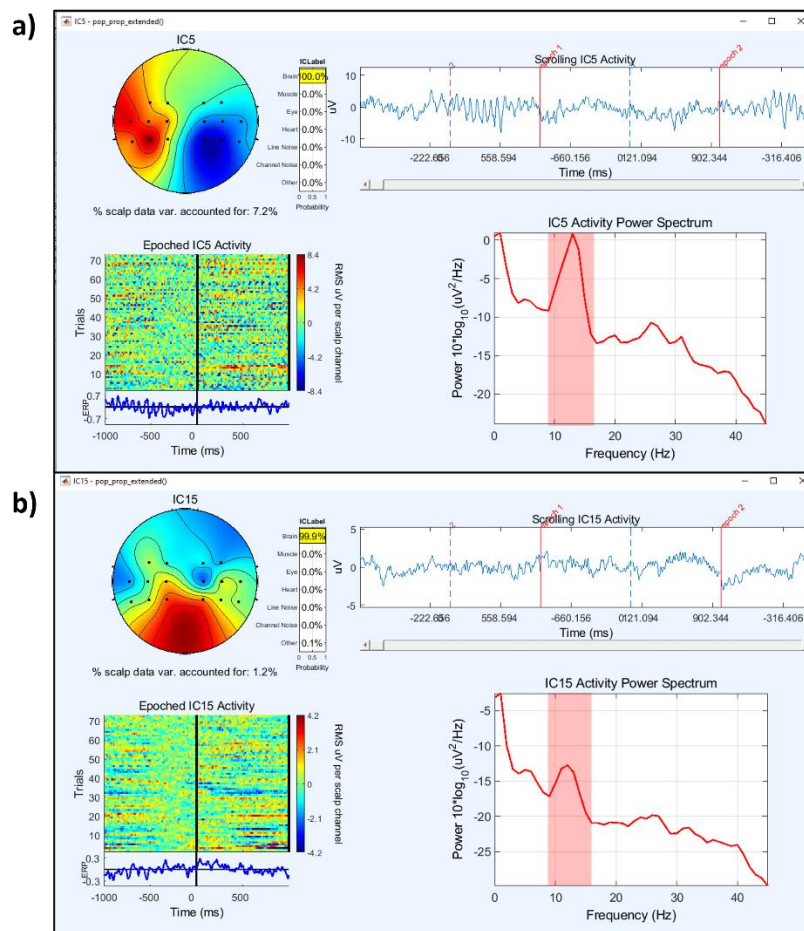
En la **Figura 26** se pueden observar el mapa de distribución topográfica de los canales, que proporciona una estimación del tipo de componente independiente presente (cerebro, ojos, músculo, ruido de línea, etc.).



**Figura 26.** Mapa de distribución topográfica de los canales 1 a 16 con el porcentaje del tipo de componente independiente presente en la grabación.

Se analizó cada una de las componentes de un sujeto de la base de datos, identificando y separando las componentes que registraron actividad cerebral y aquellas que incluyen

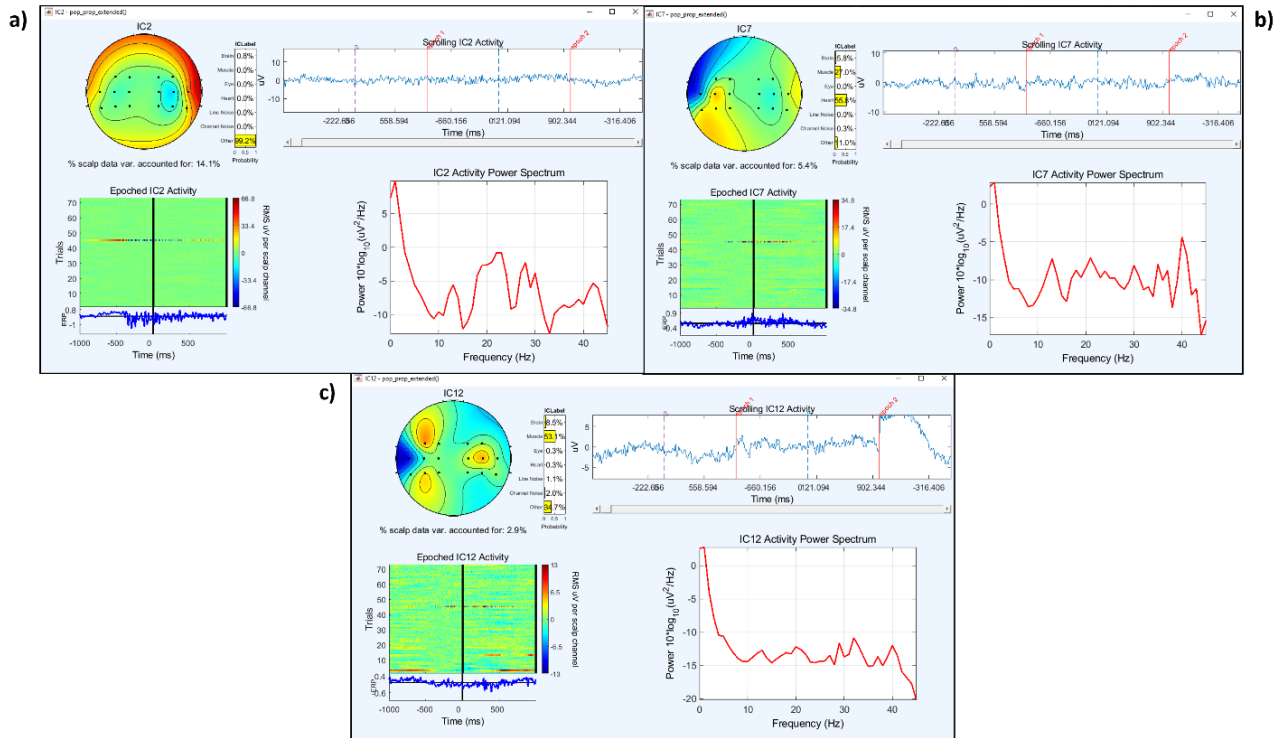
artefactos y ruido. Como se puede observar en la **Figura 27** las componentes independientes IC5 a) y IC15 b) registran el mayor porcentaje de la actividad cerebral del sujeto, debido a que el potencial está concentrado en las zonas parietal y occipital. Por otro lado, también se puede ver un pico de alta densidad espectral de potencia en la onda (alfa, mu) de 8-14 Hz que corresponde a la modulación de ritmos sensorio motor. La información primaria para codificar movimientos o intenciones de señales EEG se encuentra predominante dentro del rango de frecuencias más bajo. Realizar movimientos imaginados o físicos activan las mismas zonas del cerebro, que desempeñan roles importantes para la planificación, ejecución y control de movimientos.



**Figura 27.** Componentes independientes a) IC5 con el 100% brain y b) IC14 con el 99.9% brain, extraídas mediante del mapa de distribución topográfica.

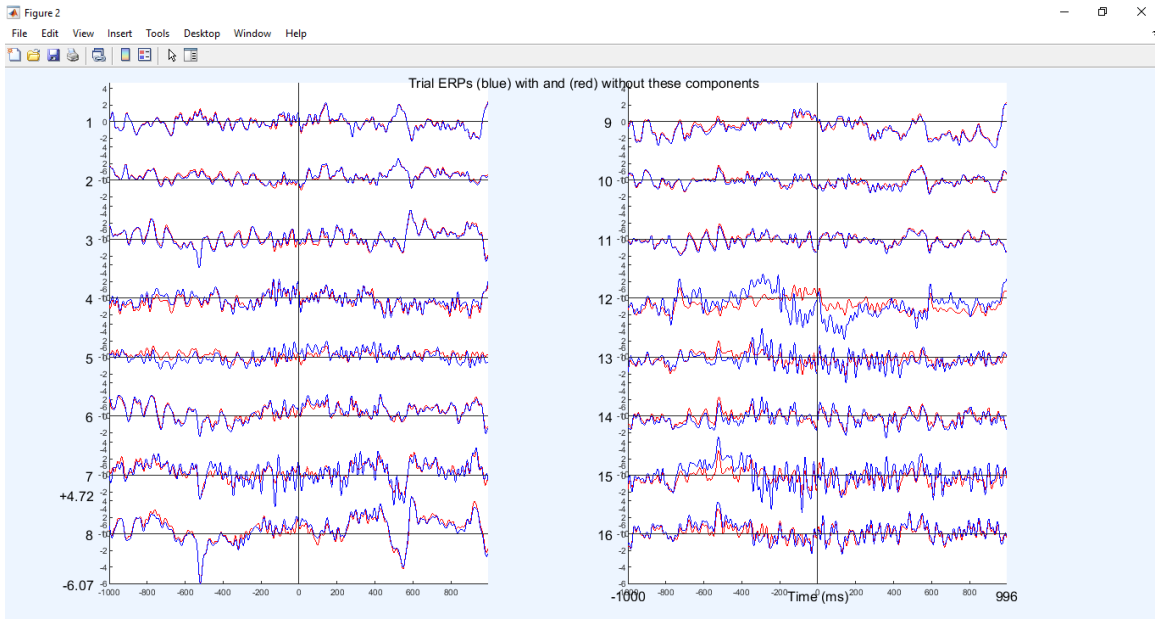
Por otro lado, se pueden encontrar componentes que están directamente relacionadas con artefactos de distinto tipo que no aportan información cerebral relevante y, por lo tanto, pueden ser eliminadas del análisis. Como se observa en la **Figura 28** las componentes IC2, IC7 e IC12 presentan artefactos, que corresponden a movimiento muscular, ruido de línea eléctrica, corazón, ojos y otros factores que afectan a la calidad de las señales.





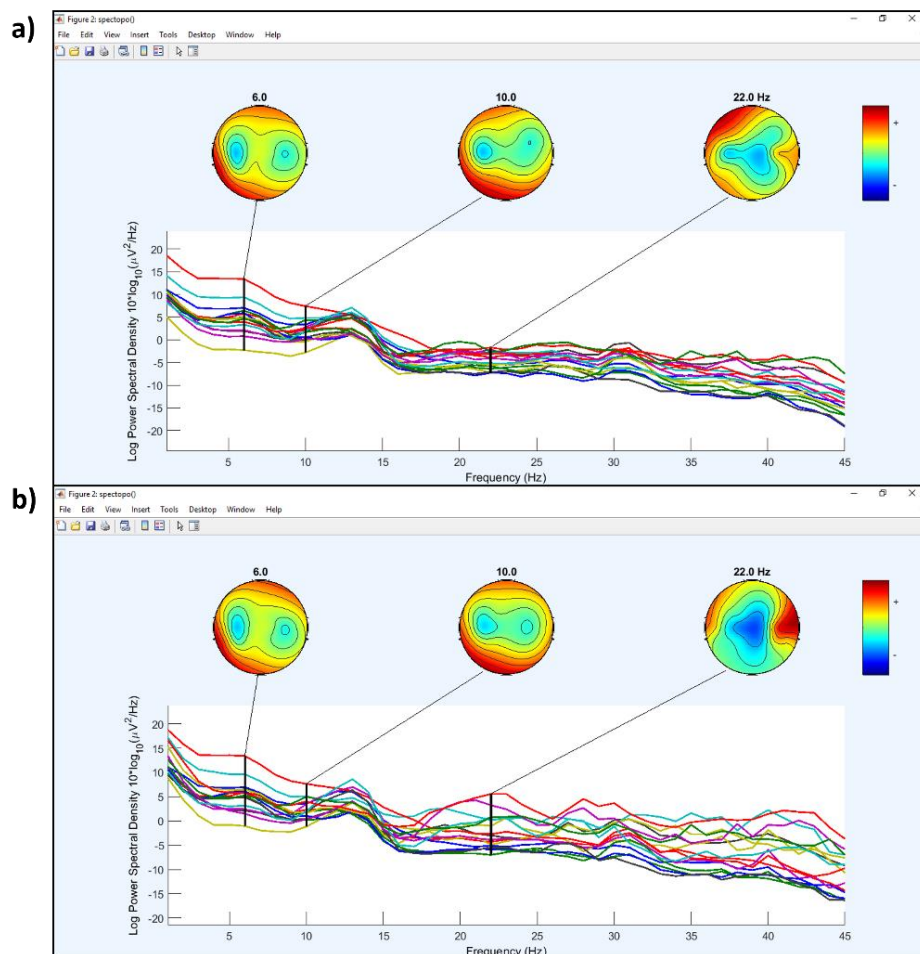
**Figura 28.** Componentes independientes contaminadas por artefactos a) otro con 99.2%, b) corazón con 55.8% y c) músculo con 53.1%

En la **Figura 29** se observan los 16 canales antes (en color azul) y después (en color rojo) de realizar el proceso de limpieza (eliminación de componentes ruidosos).



**Figura 29.** Representación de los canales antes y después de la eliminación de los artefactos.

Una vez identificadas las componentes de artefactos, y eliminados de la señal EEG se obtiene una representación más limpia de la actividad cerebral. En ocasiones, es necesario analizar individualmente cada segmento EEG y eliminar aquellos que presenten anomalías, y, si aún quedan componentes contaminadas por artefactos, se repite el proceso hasta obtener una representación más pura de las señales. En la **Figura 30** se observa el PSD después de realizar el proceso de eliminación de artefactos. Podemos observar cómo, después de la eliminación de artefactos, las componentes cerebrales se destacan aún más, mostrando una mayor separación de los artefactos. Esto evidencia la efectividad del proceso de limpieza para mejorar la calidad y fiabilidad de las señales EEG obtenidas.



**Figura 30.** Comparación de la densidad espectral de potencia a) antes de la eliminación de artefactos y b) después de la eliminación de artefactos.

#### **6.4. Manual de usuario**

El manual de usuario se desarrolló con la finalidad de que nuevos investigadores que vayan a trabajar en un futuro con el amplificador g.USBamp cuenten con una guía detallada de todos los procesos que se deben realizar para adquirir las señales de EEG. Este equipo puede ser trabajado por psicólogos, médicos, ingenieros, etcétera, por lo que todas las conexiones y configuraciones deben ser resumidas, claras y sencillas para su entendimiento y ejecución. El manual se adjunta en el **Anexos 1**.

## 7. Discusión

En primer lugar, se desarrolló un sistema para la adquisición de señales EEG para el análisis de conectividad cerebral durante la imaginación de movimientos, lo que representa una importante contribución para investigaciones de sistemas BCI. Durante el desarrollo del sistema se encontraron algunos desafíos que retrasaron la adquisición de señales. Al evaluar el funcionamiento del equipo g.USBamp se encontró con el acceso limitado por parte de la aplicación g. RECORDER que viene incluido en el Software de G.TEC. Para abordar este problema se propuso el desarrollo de un código, haciendo uso de la interfaz de programación de aplicaciones (API) de G.TEC. Esto permitió de manera eficiente visualizar y almacenar las señales EEG de los participantes, brindando a los investigadores la capacidad de monitorear y analizar en tiempo real la actividad cerebral. Además, el almacenamiento de los datos como menciona Tangermann et al. (2012) garantiza la preservación y posterior análisis de la información recopilada, lo que resulta fundamental para investigaciones posteriores, análisis comparativos y validación de resultados, enriqueciendo así en campo de los sistemas BCI.

Otro punto importante en el desarrollo de este sistema es la interfaz gráfica para la presentación de estímulos visuales y marcadores de videos, comparada con la investigación de (Kaya et al., 2018b) en la cual, se exploraron interacciones BCI que involucran hasta 6 tipos de imágenes mentales para estimular la imaginación de movimientos. Por lo tanto, los tipos de movimientos que se incluye en nuestra base de datos aun no se han estudiado en la literatura y constituyen un insumo importante para investigar la actividad neuronal evocada de la coordinación de múltiples partes del cuerpo. En este sentido, Rodríguez (2021) y Vázquez et al. (2019) resaltan su importancia en el funcionamiento y eficiencia de los sistemas BCI. Además, esta interfaz gráfica se puede adaptar a investigaciones en donde se sustituyen los estímulos según los requerimientos de la investigación (táctiles y/o auditivos) que estimulen la actividad cerebral del sujeto y que pueda favorecer a una reorganización cerebral funcional motivada por la asociación simultánea de diferentes estímulos para tareas de rehabilitación motora (Requena Pérez, 2017). Tsiara et al. (2019) sugiere implementar juegos digitales para mejorar las funciones cognitivas. Por lo tanto, se amplía la accesibilidad y utilidad de este estudio a una mayor variedad de usuarios, que puedan enriquecer futuras investigaciones en este ámbito.

Además, se compararon los dos equipos utilizados en investigaciones de EEG, el equipo OpenBCI y el equipo g.USBamp. El primer equipo OpenBCI, aunque es un equipo de bajo costo y sencillo de utilizar, es muy utilizado por investigadores aficionados, para hacer pruebas de adquisición y que no tienen una experiencia previa en tecnología EEG. Además, presenta ciertas

complicaciones en la práctica como la desconexión inalámbrica de las placas, así como la pérdida de calidad de las señales. Por otro lado, el equipo g.USBamp destaca en la aplicación de investigaciones profesionales que amplía el campo de los sistemas BCI, demostrando ser efectivo en la amplificación de señales cerebrales a altas frecuencias. Este equipo se caracteriza por su facilidad de conexión a través de puerto USB 2.0, para una mejor transmisión de los datos. Además, ofrece diversas opciones de software en su versión básica para Windows, hasta compatibilidad con Matlab/Simulink y LabVIEW, brindando flexibilidad para diferentes aplicaciones. A pesar de sus ventajas, el equipo g.USBamp puede presentar cierta complejidad en su configuración inicial, lo que podría representar un desafío para investigadores menos experimentados en esta tecnología. También, en comparación con otros equipos más básicos, g.USBamp tiene un costo elevado, que no incluyen electrodos o acceso a software en versiones Pro, ya que tienen un precio adicional. En este sentido, el equipo g.USBamp resulta mejor para investigaciones de neurociencia y sistemas BCI, sin dejar de lado a OpenBCI que puede ser utilizado como una solución alternativa, tal y como sugiere (Frey, 2016), en donde se deduce que los resultados con OpenBCI se acercan a la precisión lograda con g.tec g.USBamp mostrando un mayor rendimiento con un valor de 0,961 frente al 0,918 de OpenBCI. Por lo tanto, la elección de los equipos dependerá de las necesidades específicas de cada investigación y del nivel de experiencia de los investigadores en esta tecnología.

Finalmente, el desarrollo de un manual de usuario realizado para el equipo g.USBamp se diseñó con un enfoque comprensible y útil para todos los investigadores de la Universidad Nacional de Loja, así como para investigadores que no están familiarizados con la tecnología (médicos o neurólogos), buscando facilitar la adopción y comprensión del equipo por parte de profesionales que deseen replicar esta investigación en entornos clínicos o investigaciones interdisciplinarias.

## 8. Conclusiones

- El sistema desarrollado ofrece una solución completa para la adquisición, visualización y almacenamiento de señales EEG con el bioamplificador g.USBamp. Su capacidad para capturar datos de múltiples canales, sincronizarlos con marcadores de videos y aplicar un filtrado específico lo convierte en una herramienta valiosa para investigaciones en neurociencia, estudios de imaginación motora, Neurofeedback y otras aplicaciones en el campo de la ingeniería biomédica. Su flexibilidad y facilidad de uso hacen que este sistema sea una opción ideal para cualquier proyecto que requiera análisis y registro de la actividad cerebral.
- Es importante destacar que el uso de dos equipos de diferentes marcas permitió comparar y validar la calidad y consistencia de las señales obtenidas, lo que brinda mayor confiabilidad a los resultados obtenidos en este estudio. Además, el uso de estos equipos en un grupo significativo de sujetos proporciona una valiosa fuente de información para futuras investigaciones en el área de la imaginación motora y su aplicación en el área clínica.
- Se pudo constatar que el dispositivo g.USBamp es más eficiente y confiable en comparación con el dispositivo OpenBCI en términos de la calidad de las señales EEG adquiridas. Esto sugiere que la elección del equipo de adquisición puede tener un impacto significativo en la calidad de los datos recopilados.
- El manual de usuario diseñado para el equipo g.USBamp es una herramienta importante y útil para todos los investigadores, médicos o neurólogos que no están familiarizados con la tecnología y deseen utilizar este equipo en entornos clínicos o investigaciones interdisciplinarias. Se ha enfocado en garantizar que el manual sea comprensible y fácil de utilizar, para permitir a los investigadores adoptar y comprender el equipo de manera rápida y efectiva.

## 9. Recomendaciones

- La grabación de señales EEG es un procedimiento delicado y de suma importancia para obtener datos precisos y confiables. Es fundamental asegurar un entorno libre de ruidos que puedan interferir con la grabación y perturbar la concentración de los individuos involucrados.
- Para mejorar la calidad de la grabación, es esencial reducir al mínimo las fuentes de ruido eléctrico y electromagnético en la sala, desactivar los dispositivos electrónicos innecesarios y asegurarse de mantener los cables alejados de cualquier fuente de interferencia. Además, es fundamental verificar que los movimientos oculares, musculares y otros artefactos no afecten la señal. Si es posible, se recomienda pedir al paciente que evite movimientos innecesarios durante el proceso de grabación.
- Antes de iniciar la grabación, verificar la impedancia de los electrodos. Mantener una baja impedancia en los electrodos EEG es una práctica esencial para garantizar la calidad de los datos y facilitar un análisis preciso y confiable de la actividad cerebral registrada.
- Los equipos de adquisición de señales EEG se usan para investigación y análisis de señales. Es fundamental señalar que no están destinados para la detección de enfermedades ni para el tratamiento de pacientes, ya que existen equipos específicos diseñados para realizar electroencefalogramas con esos propósitos.
- En cada intervalo de descanso entre segmentos de la sesión es recomendable verificar la correcta transmisión y recepción de los datos y adhesión los electrodos en el cuero cabelludo, para evitar pérdidas de adquisición y presencia de artefactos.
- Es importante mencionar el acceso limitado del software utilizado inicialmente para comprobar la adquisición de los datos (g.RECORDER) puede representar un problema debido a que es una herramienta importante para la adquisición, procesamiento y grabación de datos.
- La capacidad de visualización de los canales en la interfaz gráfica de MATLAB puede requerir modificaciones debido a la cantidad de canales que se requiere observar de manera eficiente y sin retraso de información.
- Cabe destacar que durante la adquisición de las señales EEG, algunos sujetos presentaban el malestar e incomodidad al permanecer inmóviles durante un tiempo prolongado mientras se presentaban estímulos de movimientos. Esta observación subraya la necesidad de considerar factores ergonómicos y de comodidad para los sujetos durante las sesiones de adquisición, con el objetivo de minimizar el movimiento involuntario que podría introducir artefactos en los datos.

## 10. Bibliografía

- Aggarwal, Swati., & Chugh, N. (2019). Signal processing techniques for motor imagery brain computer interface: A review. *Array*, 1–2. <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S2590005619300037#bib16>
- Alagia Gimeno, R. Alejandro., & Quiles Cucarella, Eduardo. (2018). *Procesamiento de artefactos en EEG para aplicaciones de comunicación y control*. <https://riunet.upv.es/handle/10251/104163>
- Al-Nafjan, A., Hosny, M., Al-Ohali, Y., & Al-Wabil, A. (2017). Review and Classification of Emotion Recognition Based on EEG Brain-Computer Interface System Research: A Systematic Review. *Applied Sciences* 2017, Vol. 7, Page 1239, 7(12), 1239. <https://doi.org/10.3390/APP7121239>
- Alonso Valerdi, L. M., Arreola Villarruel, M. A., Argüello García, J., Alonso Valerdi, L. M., Arreola Villarruel, M. A., & Argüello García, J. (2019). Interfaces Cerebro-Computadora: Conceptualización, Retos de Rediseño e Impacto Social. *Revista Mexicana de Ingeniería Biomédica*, 40(3), 1–18. <https://doi.org/10.17488/RMIB.40.3.8>
- Alsuradi, H., Pawar, C., Park, W., & Eid, M. (2020). *Detection of Tactile Feedback on Touchscreen Devices using EEG Data*. <https://doi.org/10.1109/HAPTICS45997.2020.ras.HAP20.16.8d90d0bd>
- Ang, K. K., Chin, Z. Y., Wang, C., Guan, C., & Zhang, H. (2012). Filter bank common spatial pattern algorithm on BCI competition IV datasets 2a and 2b. *Frontiers in Neuroscience*, 6(MAR), 21002. <https://doi.org/10.3389/FNINS.2012.00039/BIBTEX>
- Balanta Quintero, J. Manuel. L. F. D. F. (2021). Análisis de señales EEG con potencial uso en el control de una mano robótica por medio de la aplicación de imaginación motora. *Repositorio UAN*.
- Batista, E., Serracín, S., Moreno, R., Gómez, L., Serracín, J., Boya, C. J., Boya Quintero, C. J., Moreno, I., Boya, C., & Quintero, J. (2019). Los sistemas de interfaz cerebro-computadora basado en EEG: características y aplicaciones. *I+D Tecnológico*, 15(2), 13–26. <https://doi.org/10.33412/IDT.V15.2.2230>
- Blanco Gómez, S. (2017). *Desarrollo de un sistema para análisis de señales electroencefalográficas*.
- Blankertz, B., Dornhege, G., Krauledat, M., Müller, K., & Curio, G. (2007). The non-invasive Berlin Brain-Computer Interface: Fast acquisition of effective performance in untrained subjects. *NeuroImage*, 37(2), 539–550. [https://www.bbci.de/competition/iv/desc\\_1.html](https://www.bbci.de/competition/iv/desc_1.html)



- Blázquez Ballesteros, A. (2021). *Diseño e implementación hardware de una transformada rápida de Fourier basada en el algoritmo Cooley-Tukey* [Universidad Politécnica de Madrid]. <https://oa.upm.es/66694/>
- Brunner, C., Leeb, R., Muller, g., Schlogl, A., & Pfurtscheller, G. (2008). *BCI Competition 2008 – Graz data set A*. [https://www.bbci.de/competition/iv/desc\\_2a.pdf](https://www.bbci.de/competition/iv/desc_2a.pdf)
- Bucho, T., Caetano, G., Vourvopoulos, A., Accoto, F., Esteves, I., I Badia, S. B., Rosa, A., & Figueiredo, P. (2019). Comparison of Visual and Auditory Modalities for Upper-Alpha EEG-Neurofeedback. *Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Annual International Conference, 2019*, 5960–5966. <https://doi.org/10.1109/EMBC.2019.8856671>
- Castillo, G., & García, R. M. (2009). La transformada de Fourier y su aplicación en el procesamiento de imágenes. *Tsafiqui - Revista Científica En Ciencias Sociales*, 1, 198–204. <https://doi.org/10.29019/TSAFIQUI.V0I1.23>
- Ceballos, G., & Paredes, J. (2020). Reconocimiento de patrones en electroforesis capilar utilizando análisis multiresolucional y programación dinámica / Gerardo Ceballos. *SERBIULA (Sistema Librum 2.0)*.
- Corralejo Palacios, R. (2016). *Decoding P300 evoked potentials for Brain Computer Interfaces (BCI) aimed at assisting potential end-users at home*. <https://doi.org/10.35376/10324/16339>
- Correa, J. (2019). *Detección de actividad física en señales cerebrales* [Universidad Politécnica de Madrid]. [https://oa.upm.es/55990/1/TGM\\_JESSICA\\_NATHALY\\_CORREA\\_TENESACA.pdf](https://oa.upm.es/55990/1/TGM_JESSICA_NATHALY_CORREA_TENESACA.pdf)
- Cortés, J. A., Garzón, H. B. C., & O, J. A. C. (2007). Del Análisis De Fourier A Las Wavelets - Transformada Continua Wavelet (Cwt). *Scientia et Technica*, 1(37). <https://revistas.utp.edu.co/index.php/revistaciencia/article/view/4017>
- Cuevas Soto, V. M., Alvares Iriarte, S., Azcona Romero, M., & Rodríguez Rogert, A. I. (2019). Capacidad predictiva de las Máquinas de Soporte Vectorial. Una aplicación en la planificación financiera. *Revista Cubana de Ciencias Informáticas*, 13(3), 59–75. [http://scielo.sld.cu/scielo.php?script=sci\\_arttext&pid=S2227-18992019000300059&lng=es&nrm=iso&tlng=es](http://scielo.sld.cu/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S2227-18992019000300059&lng=es&nrm=iso&tlng=es)
- Dornhege, G., Blankertz, B., Curio, G., & Müller, K. (2004a). *Data Set IVa for the BCI Competition III: Boosting bit rates in non-invasive EEG single-trial classifications by feature combination and multi-class paradigms*. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* [https://www.bbci.de/competition/iii/desc\\_IVa.html](https://www.bbci.de/competition/iii/desc_IVa.html)

- Dornhege, G., Blankertz, B., Curio, G., & Müller, K. (2004b). *Data Set IVb for the BCI Competition III: Boosting bit rates in non-invasive EEG single-trial classifications by feature combination and multi-class paradigms*. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* [https://www.bbc.de/competition/iii/desc\\_IVb.html](https://www.bbc.de/competition/iii/desc_IVb.html)
- Douibi, K., Le Bars, S., Lemontey, A., Nag, L., Balp, R., & Breda, G. (2021). Toward EEG-Based BCI Applications for Industry 4.0: Challenges and Possible Applications. *Frontiers in Human Neuroscience*, *15*, 705064. <https://doi.org/10.3389/FNHUM.2021.705064/BIBTEX>
- EEGLAB.ORG. (2023). *EEGLAB*. [https://eeglab.org/others/How\\_to\\_download\\_EEGLAB.html](https://eeglab.org/others/How_to_download_EEGLAB.html)
- Emotiv. (2024). *EMOTIV EPOC+ 14-Channel Wireless EEG Headset - EMOTIV*. <https://www.emotiv.com/epoc/>
- Estévez, M., Machado, C., Arrufat-Pié, E., & Santos Santos, A. (2017). *El método de Hilbert-Huang en el análisis del EEG: fundamentos y perspectivas*. <https://doi.org/10.13140/RG.2.2.11826.94401>
- Fabián, E., Bastidas, C., Johanna, C., & Sánchez, C. (2021). *Desarrollo de un sistema BCI basado en redes neuronales y movimientos de la cabeza para el manejo de un ordenador*. <http://dSPACE.ups.edu.ec/handle/123456789/20288>
- Felipe Blanco-Díaz, C., Andrés, /, Ruiz-Olaya, F., & Felipe Ruiz-Olaya, A. (2019). Caracterización de señales de EEG relacionadas a potenciales evocados visuales en estado estacionario. *Revista ONTARE*, ISSN-e 2745-2220, ISSN 2382-3399, N° 7, 2019, Págs. 11-26, 7, 11–26. <https://doi.org/10.21158/23823399.v7.n0.2019.2459>
- Fernández Rodríguez, Á. (2021). *Evaluation of visual stimuli on a brain-computer interface based on event-related potentials TESIS DOCTORAL*. <https://orcid.org/0000-0002-3421-976X>
- Ferrin-Bolaños, C. D., Loaiza-Correa, H., Ferrin-Bolaños, C. D., & Loaiza-Correa, H. (2018). Interfaz cerebro-computador multimodal para procesos de neurorehabilitación de miembros superiores en pacientes con lesiones de médula espinal: una revisión. *Revista Ingeniería Biomédica*, *12*(24), 35–46. <https://doi.org/10.24050/19099762.N24.2018.1222>
- Física Molpeceres, D. V. (2020). *DISEÑO, DESARROLLO Y EVALUACIÓN DE UN SISTEMA BRAIN COMPUTER INTERFACE (BCI) BASADO EN STEADY-STATE VISUAL EVOKED POTENTIALS (SSVEPS)*. <https://uvadoc.uva.es/bitstream/handle/10324/43262/TFG-G4447.pdf?sequence=1&isAllowed=y>
- Frey, J. (2016). *Comparison of a consumer grade EEG amplifier with medical grade equipment in BCI applications*. <https://inria.hal.science/hal-01278245>
- García Laencina Pedro, Rodríguez, G., & Roca, Joaquín. (2013). Experimentación con señales electroencefalográficas para el diseño de sistemas BCI. *Researchgate.Net*. chrome-

- extension://efaidnbmnnnibpcajpcgclefindmkaj/https://www.researchgate.net/profile/Pedro-Garcia-Laencina/publication/260875044\_Experimentacion\_con\_senales\_electroencefalograficas\_para\_el\_diseno\_de\_sistemas\_BCI/links/0a85e532a832e210e7000000/Experimentacion-con-senales-electroencefalograficas-para-el-diseno-de-sistemas-BCI.pdf
- GONZÁLEZ WONG, E. J. (2019). *CLASIFICACIÓN DE VISUALIZACIONES MOTORAS UTILIZANDO SEÑALES DE UN EEG, BASADO EN ALGORITMOS DE APRENDIZAJE PROFUNDO*. <http://repositorio.uach.mx/215/>
- g.tec. (2020). *gNEEDaccess - MATLAB API*.
- g.tec. (2023). *g.USBAMP RESEARCH | EEG/Biosignal Amplifier | g.tec medical engineering GmbH medical engineering*. <https://www.gtec.at/product/gusbamp-research/>
- Irigoyen, A. (2023). *Clasificación de etapas de sueño mediante análisis de polisomnogramas usando redes neuronales basadas en grafos* [Universidad de Coruña]. [https://ruc.udc.es/dspace/bitstream/handle/2183/33271/IrigoyenMallo\\_Alberto\\_TFG\\_2023.pdf?sequence=3&isAllowed=y](https://ruc.udc.es/dspace/bitstream/handle/2183/33271/IrigoyenMallo_Alberto_TFG_2023.pdf?sequence=3&isAllowed=y)
- Jiménez Guevara, M. P., & Jaramillo Vinueza, E. D. (2017). *Sistema electrónico de iluminación (ON-OFF) mediante el control de señales cerebrales basado en tecnología EEG*. <http://repositorio.utn.edu.ec/handle/123456789/6526>
- Kaya, M., Binli, M. K., Ozbay, E., Yanar, H., & Mishchenko, Y. (2018). A large electroencephalographic motor imagery dataset for electroencephalographic brain computer interfaces. *Scientific Data* 2018 5:1, 5(1), 1–16. <https://doi.org/10.1038/sdata.2018.211>
- Khan, M. A., Das, R., Iversen, H. K., & Puthusserypady, S. (2020). Review on motor imagery based BCI systems for upper limb post-stroke neurorehabilitation: From designing to application. *Computers in Biology and Medicine*, 123, 103843. <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0010482520302031#bib30>
- Leeb, R., Brunner, C., Muller, G., Schlogl, A., & Pfurtscheller, G. (2008). *BCI Competition 2008 – Graz data set B*. [https://www.bbci.de/competition/iv/desc\\_2b.pdf](https://www.bbci.de/competition/iv/desc_2b.pdf)
- Lobato Campoverde, M. I., & Toaza Mora, J. F. (2019). *Sistema basado en redes neuronales artificiales usando microfotografías para el diagnóstico micológico en plantas de maíz* [ESPE]. <http://repositorio.espe.edu.ec/jspui/handle/21000/15802>
- López, G., Jiménez, D., González, J., Díez, A., Isaac, I., & Cardona, H. (2010). APLICACIÓN DE LA TRANSFORMADA DE WAVELET PARA EL ANÁLISIS DE TRANSITORIOS DEBIDOS A LA CONMUTACIÓN DE BANCOS DE .... *ResearchGate*, 7, 33–45. [https://www.researchgate.net/publication/228902443\\_APLICACION\\_DE\\_LA\\_TRANSFOR](https://www.researchgate.net/publication/228902443_APLICACION_DE_LA_TRANSFOR)

## MADA\_DE\_WAVELET\_PARA\_EL\_ANALISIS\_DE\_TRANSITORIOS\_DEBIDOS\_A\_LA\_C ONMUTACION\_DE\_BANCOS\_DE

- Luengas C., L. A., & Toloza, D. C. (2020a). Análisis frecuencial y de la densidad espectral de potencia de la estabilidad de sujetos amputados. *Tecnológicas*, 23(48), 1–16. <https://doi.org/10.22430/22565337.1453>
- Luengas C., L. A., & Toloza, D. C. (2020b). Aplicación de la transformada wavelet en el análisis de la estabilidad en amputados transtibiales. *Investigación e Innovación En Ingenierías*, 8(1), 214–225. <https://doi.org/10.17081/invinno.8.1.3640>
- Ma, J., Yang, B., Qiu, W., Li, Y., Gao, S., & Xia, X. (2022). A large EEG dataset for studying cross-session variability in motor imagery brain-computer interface. *Scientific Data* 2022 9:1, 9(1), 1–9. <https://doi.org/10.1038/s41597-022-01647-1>
- Martín-Clemente, R., Olias, J., Thiyam, D. B., Cichocki, A., & Cruces, S. (2018). Information Theoretic Approaches for Motor-Imagery BCI Systems: Review and Experimental Comparison. *Entropy* 2018, Vol. 20, Page 7, 20(1), 7. <https://www.mdpi.com/1099-4300/20/1/7>
- Martínez Cagigal, D. (2015). *Desarrollo y evaluación de una aplicación para navegar por Internet mediante sistemas Brain Computer Interface orientada a personas con grave discapacidad*. <https://uvadoc.uva.es/handle/10324/15233>
- MathWorks. (2024). *g.NEEDaccess – MATLAB API - Network-enabled, platform independent data access to g.tec devices from MATLAB - Third-Party Products & Services - MATLAB & Simulink*. [https://la.mathworks.com/products/connections/product\\_detail/g-needaccess.html](https://la.mathworks.com/products/connections/product_detail/g-needaccess.html)
- Maureira Cid, F., & Flores Ferro, E. (2018). Electroencefalografía (EEG) y diversas manifestaciones del movimiento: una revisión del 2000 al 2017. *EmásF: Revista Digital de Educación Física*, ISSN 1989-8304, Nº. 51, 2018, Págs. 48-63, 51, 48–63. <https://dialnet.unirioja.es/servlet/articulo?codigo=6360322&info=resumen&idioma=SPA>
- Medina, B., Sierra, J. E., & Ulloa, A. B. (2018). Técnicas de extracción de características de señales EEG en la imaginación de movimiento para sistemas BCI. *ESPACIOS*, 39, 2–3. <https://www.revistaespacios.com/a18v39n22/a18v39n22p36.pdf>
- Medina Merino, R. F., & Ñique Chacón, C. I. (2017). Bosques aleatorios como extensión de los árboles de clasificación con los programas R y Python. *Interfases*, 0(010), 165–189. <https://doi.org/10.26439/INTERFASES2017.N10.1775>
- Milán Sanz, O. (2020). *Detección de perturbaciones en la tensión de red con la transformada wavelet discreta*. Autor: <https://uvadoc.uva.es/handle/10324/42446>
- Mínguez, J. (2008). *Tecnología de Interfaz Cerebro-Computador*.

- Morán García, Á. (2015). Diseño de interfaces cerebro-máquina controlados mediante registros de EEG. *Arantxa.II.Uam.Es*.  
<http://arantxa.ii.uam.es/~jms/pfcsteleco/lecturas/20150203AlvaroMoranGarcia.pdf>
- Moreno, A. (2021). *PREDICCIÓN EN TIEMPO REAL DE LA PARADA DE UN USUARIO ANTE UN OBSTÁCULO MEDIANTE EEG*. <http://dspace.umh.es/bitstream/11000/26464/1/TFG-Moreno%20Calder%C3%B3n%2C%20Alejandro%20Juan.pdf>
- Moreno, I., Batista, E., Serracín, S., Moreno, R., Gómez, L., Serracín, J., Boya, C., & Quintero, J. (2007). Los sistemas de interfaz cerebro-computadora basado en EEG: características y aplicaciones. *Revista Argentina de Bioingeniería*, 13(1), 21–29.
- MUSE. (2024). *Shop | Muse™ EEG-Powered Meditation & Sleep Headband*.  
<https://choosemuse.com/pages/shop>
- NeuroSky. (2024). *MindWave*. <https://store.neurosky.com/pages/mindwave>
- Olías, F. J. (2016). *Estudio del método Common Spatial Patterns y sus variantes en interfaces cerebro-ordenador*. Universidad de Sevilla.
- OpenBCI. (2022). *Welcome to the OpenBCI Community | OpenBCI Documentation*.  
<https://docs.openbci.com/>
- Orellana Villavicencio, D. V., & Cuenca Tinitana, J. C. (2018). Estudio comparativo de métodos de extracción de características y clasificación de potenciales evocados P300. *CEDAMAZ*, 7(1). <https://revistas.unl.edu.ec/index.php/cedamaz/article/view/374>
- Ortiz Echeverri, C. J. (2020). *Procesamiento de Señales de Electroencefalograma usando Redes Neuronales para aplicaciones en Sistemas BCI*. <https://ri-ng.uaq.mx/handle/123456789/2011>
- Ortiz Ramírez, I. (2021). *Machine Learning para MI-BCI orientada al procesado de las señales EEG en tiempo real*. IdUS. <https://idus.us.es/handle/11441/126983>
- Paniagua Gutiérrez, Y. V. (2013). *Base de datos de señales electrofisiológicas*. Universidad EIA.  
<https://repository.eia.edu.co/handle/11190/299>
- Patel, P., Raghunandan, R., & Annavarapu, R. N. (2021). EEG-based human emotion recognition using entropy as a feature extraction measure. *Brain Informatics*, 8(1), 1–13.  
<https://doi.org/10.1186/S40708-021-00141-5/FIGURES/4>
- Pose, F., Martínez, ; N, Geria, ; J M, & González, ; N. (2018). *Interfaz Cerebro-Computadora basada en OpenBCI e Impresión 3D*. [https://www.researchgate.net/profile/Nahuel-Gonzalez/publication/334431939\\_Interfaz\\_Cerebro-Computadora\\_basada\\_en\\_OpenBCI\\_e\\_Impresion\\_3D/links/5d28d101a6fdcc2462da1928/Interfaz-Cerebro-Computadora-basada-en-OpenBCI-e-Impresion-3D.pdf](https://www.researchgate.net/profile/Nahuel-Gonzalez/publication/334431939_Interfaz_Cerebro-Computadora_basada_en_OpenBCI_e_Impresion_3D/links/5d28d101a6fdcc2462da1928/Interfaz-Cerebro-Computadora-basada-en-OpenBCI-e-Impresion-3D.pdf)

- Prieto, J., & Martínez, H. (2018). Desarrollo de una interfaz cerebro-ordenador (BCI) para aplicaciones de robótica. *Upcommons.Upc.Edu* LL González Sobrino, J Prieto Tarzia, H Martínez García SAAEI 2018: 25 Seminario Anual de Automática, Electrónica, 2018•upcommons.Upc.Edu. <https://upcommons.upc.edu/handle/2117/131022>
- Puerto, P. M. (2023). *Interfaz BCI para reconocimiento de palabras en señales EEG*. <https://idus.us.es/handle/11441/147273>
- Requena Pérez, N. (2017). *Diferencias entre modalidades sensoriales de feedback (visual, auditivo y propioceptivo) durante el entrenamiento de la imaginación motora con un sistema BCI*. <http://dspace.umh.es/handle/11000/4034>
- Riccio, A., Mattia, D., Simione, L., Olivetti, M., & Cincotti, F. (2012). Eye-gaze independent EEG-based brain-computer interfaces for communication. *Journal of Neural Engineering*, 9(4), 045001. <https://doi.org/10.1088/1741-2560/9/4/045001>
- Santamaría Vázquez, E. ;, Martínez Cagigal, V. ;, Gomez Pilar, J. Y., & Hornero, R. (2019). Control asíncrono de sistemas BCI basados en ERP mediante la detección de potenciales evocados visuales de estado estable provocados por los estímulos periféricos del paradigma oddball. *11º Simposio CEA de Bioingeniería*, 86–96. <https://doi.org/10.4995/CEABIOING.2019.10022>
- Schalk, G., McFarland, D. J., Hinterberger, T., Birbaumer, N., & Wolpaw, J. R. (2004). BCI2000: a general-purpose brain-computer interface (BCI) system. *IEEE Transactions on Bio-Medical Engineering*, 51(6), 1034–1043. <https://doi.org/10.1109/TBME.2004.827072>
- Schlögl, A., Filz, O., Ramoser, H., & Pfurtscheller, G. (2004). Dataset IIIa: 4-class EEG data. *Researchgate.Net*. [https://www.bbci.de/competition/iii/desc\\_IIIa.pdf](https://www.bbci.de/competition/iii/desc_IIIa.pdf)
- Schlögl, A., Filz, O., Rasomer, H., & Pfurtscheller, G. (2004). Dataset IIIb: Non-stationary 2-class BCI data. . *Researchgate.Net*. [https://www.bbci.de/competition/iii/desc\\_IIIb.pdf](https://www.bbci.de/competition/iii/desc_IIIb.pdf)
- Schlögl, A., Neuper, C., & Pfurtscheller, G. (2002). Estimating the mutual information of an EEG-based Brain-Computer Interface. *Biomedizinische Technik*, 47(1–2), 3–8. <https://doi.org/10.1515/BMTE.2002.47.1-2.3/HTML>
- Shi, L.-C., Jiao, Y.-Y., & Lu, B.-L. (2013). *Differential Entropy Feature for EEG-based Vigilance Estimation*. [https://doi.org/10.0/Linux-x86\\_64](https://doi.org/10.0/Linux-x86_64)
- Subasi, A., & Gursoy, M. I. (2010). EEG signal classification using PCA, ICA, LDA and support vector machines. *Expert Systems with Applications*, 37(12), 8659–8666. <https://doi.org/10.1016/J.ESWA.2010.06.065>
- Tangermann, M., Müller, K. R., Aertsen, A., Birbaumer, N., Braun, C., Brunner, C., Leeb, R., Mehring, C., Miller, K. J., Müller-Putz, G. R., Nolte, G., Pfurtscheller, G., Preissl, H., Schalk,

- G., Schlögl, A., Vidaurre, C., Waldert, S., & Blankertz, B. (2012). Review of the BCI competition IV. *Frontiers in Neuroscience*, 6(JULY), 21084. <https://doi.org/10.3389/FNINS.2012.00055/BIBTEX>
- Tirado, J. (2016). *Clasificación de señales electroencefalográficas usando la coherencia parcialmente dirigida Tesis que presenta* [CENTRO DE INVESTIGACIÓN Y DE ESTUDIOS AVANZADOS DEL INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL UNIDAD MONTERREY]. <https://repositorio.cinvestav.mx/bitstream/handle/cinvestav/2081/SSIT0014175.pdf?sequence=1>
- Torres, F., Sánchez, C., Maskana, K. B., & 2014, undefined. (2014). Adquisición y análisis de señales cerebrales utilizando el dispositivo MindWave. *Publicaciones.Ucuena.Edu.EcF Torres, C Sánchez, KP BausMaskana, 2014•publicaciones.Ucuena.Edu.Ec.* <https://publicaciones.ucuenca.edu.ec/ojs/index.php/maskana/article/view/540>
- Torres P., E. P., Torres, E. A., Hernández-Álvarez, M., & Yoo, S. G. (2020). EEG-Based BCI Emotion Recognition: A Survey. *Sensors 2020, Vol. 20, Page 5083, 20(18)*, 5083. <https://doi.org/10.3390/S20185083>
- Tsiara, A., Mikropoulos, T. A., & Chalki, P. (2019). EEG Systems for Educational Neuroscience. *Lecture Notes in Computer Science (Including Subseries Lecture Notes in Artificial Intelligence and Lecture Notes in Bioinformatics)*, 11573 LNCS, 575–586. [https://doi.org/10.1007/978-3-030-23563-5\\_45/TABLES/1](https://doi.org/10.1007/978-3-030-23563-5_45/TABLES/1)
- Värbu, K., Muhammad, N., & Muhammad, Y. (2022). Past, Present, and Future of EEG-Based BCI Applications. *Sensors 2022, Vol. 22, Page 3331, 22(9)*, 3331. <https://doi.org/10.3390/S22093331>
- Vásquez Rodríguez, G. J., & Urgilés Cárdenas, D. F. (2017). *Implementación de un Sistema BCI para el Análisis del Comportamiento de Bioseñales Neurológicas.* <http://dspace.uazuay.edu.ec/handle/datos/7306>
- Villegas Méndez, B. M., & Rojas Fernández, M. G. (2019). Interfaz cerebro ordenador BCI mediante el uso de Emotiv Insight. *Acta Nova*, 9(1), 3–31. [http://www.scielo.org.bo/scielo.php?script=sci\\_arttext&pid=S1683-07892019000100002&lng=es&nrm=iso&tlng=es](http://www.scielo.org.bo/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1683-07892019000100002&lng=es&nrm=iso&tlng=es)
- Vivar Vera, S. René., Abud Figueroa, M. Antonieta., Rodríguez Vásquez, Gabriel., Juárez Martínez, Ulises., Peláez Camarena, Gustavo., Mercado Gutiérrez, J. Airy., & Gutiérrez Martínez, Josefina. (2017). Desarrollo de una BCI utilizando el potencial P300 y la diadema Mindwave®. *Researchgate.NetSRV Vera, MA Abud-Figueroa, GR Vásquez, U Juárez-*

Martínez, SG Pelález-Camarena Res. Comput. Sci., 2017•researchgate.Net.  
<https://doi.org/10.13053/rcs-140-1-12>

Zhang, S., Zhu, Z., Zhang, B., Feng, B., Yu, T., Li, Z., Zhang, Z., Huang, G., & Liang, Z. (2022). Overall optimization of CSP based on ensemble learning for motor imagery EEG decoding. *Biomedical Signal Processing and Control*, 77, 103825.  
<https://doi.org/10.1016/J.BSPC.2022.103825>



## 11. Anexos

**Anexo 1.** *Manual para la configuración y uso del sistema de adquisición de señales EEG.*

Archivo disponible en Google Drive:

<https://drive.google.com/drive/folders/1qNFciy-wbt-LxDBvXQNAh5n19oCEPbiV?usp=sharing>

Archivo disponible en GitHub:

[https://github.com/RicardoUNL/Base-de-datos-EEG-durante-la-imaginaci-n-de-movimiento/blob/main/MANUAL\\_equipo\\_gtec.pdf](https://github.com/RicardoUNL/Base-de-datos-EEG-durante-la-imaginaci-n-de-movimiento/blob/main/MANUAL_equipo_gtec.pdf)

**Anexo 2.** *Base de datos recopiladas de señales EEG durante la imaginación de movimiento*

Archivo disponible en Google Drive:

<https://drive.google.com/drive/folders/1qEVcesj0oew3Q7pNnly77sDZRmXECEbo>

**Anexo 3.** *Líneas de código en Matlab para la recolección de señales EEG de 32 canales*

Archivo disponible en GitHub:

[https://github.com/RicardoUNL/Base-de-datos-EEG-durante-la-imaginaci-n-de-movimiento/blob/fb41ab3d44874a0686d69eb132d6a155be3f05de/data\\_adquisition\\_32channels](https://github.com/RicardoUNL/Base-de-datos-EEG-durante-la-imaginaci-n-de-movimiento/blob/fb41ab3d44874a0686d69eb132d6a155be3f05de/data_adquisition_32channels)

**Anexo 4.** *Líneas de código en Matlab para la presentación de estímulos visuales*

Archivo disponible en GitHub:

[https://github.com/RicardoUNL/Base-de-datos-EEG-durante-la-imaginaci-n-de-movimiento/blob/fb41ab3d44874a0686d69eb132d6a155be3f05de/Video\\_qui\\_v3.m](https://github.com/RicardoUNL/Base-de-datos-EEG-durante-la-imaginaci-n-de-movimiento/blob/fb41ab3d44874a0686d69eb132d6a155be3f05de/Video_qui_v3.m)

## Anexo 5. Formulario de consentimiento



UNL

Universidad  
Nacional  
de Loja

DIRECCION DE INVESTIGACIONES

### PARTE II: Formulario de Consentimiento

He sido invitado a participar en la investigación "Elaboración de una Base de Datos de señales EEG para el análisis de conectividad cerebral durante la imaginación de movimiento". Entiendo que se me realizara un electroencefalograma. He sido informado de que los riesgos son prácticamente nulos. Se me ha proporcionado el nombre de los investigadores a quienes pueda fácilmente contactar usando el nombre y la dirección que se me ha dado.

He leído la información proporcionada o me ha sido leída. He tenido la oportunidad de preguntar sobre ella y se me ha contestado satisfactoriamente las preguntas que he realizado. Consiento voluntariamente participar en esta investigación como participante y entiendo que tengo el derecho de retirarme de la investigación en cualquier momento sin que me afecte en ninguna manera mi cuidado médico.

Nombre del Participante Jhandry Josue Vicente Saca

Firma del Participante \_\_\_\_\_

Fecha 25/07/2023 (Día/mes/año)

Nombre del Investigador Juan Morocho

Firma del Investigador \_\_\_\_\_

Fecha 25/07/2023 (Día/mes/año)

Ha sido proporcionada al participante una copia de este documento de Consentimiento Informado JM (iniciales del investigador/asistente)

## Anexo 6. Encuesta realizada a los participantes

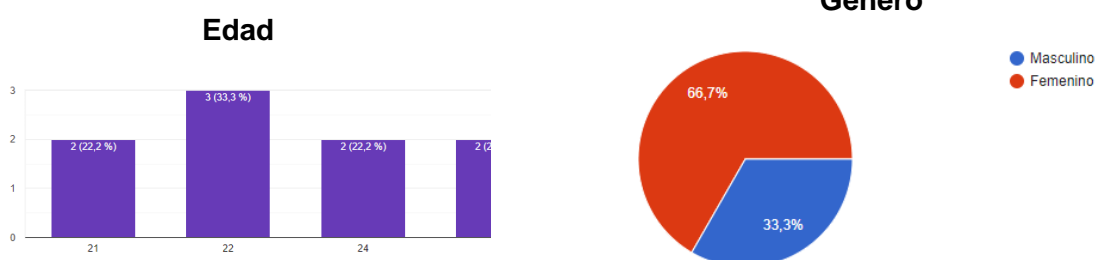
Encuesta disponible en Google Forms:

<https://docs.google.com/forms/d/e/1FAIpQLScAvA6yVfAUXhDZaeKafnY3gH7ImxhoXI35bIYS079AFypDUA/viewform?usp=sharing>

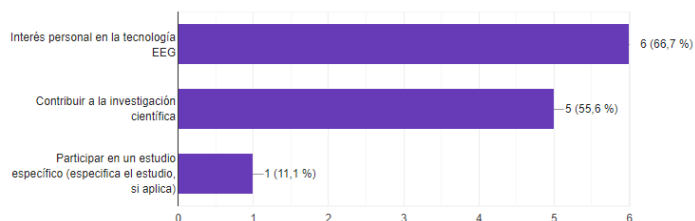
### Tabla 9.

Resultados de encuesta de los voluntarios que participaron en la primera fase de recopilación de señales EEG

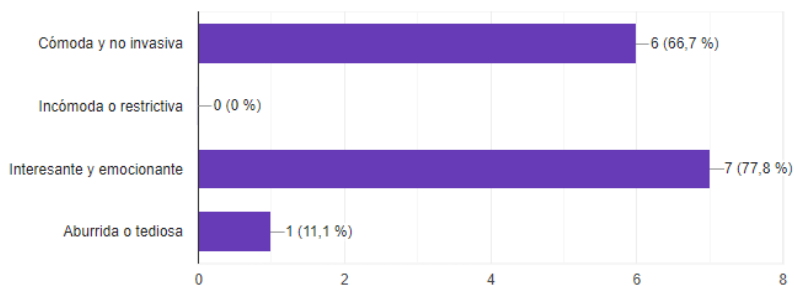
#### Pregunta 1. Información personal



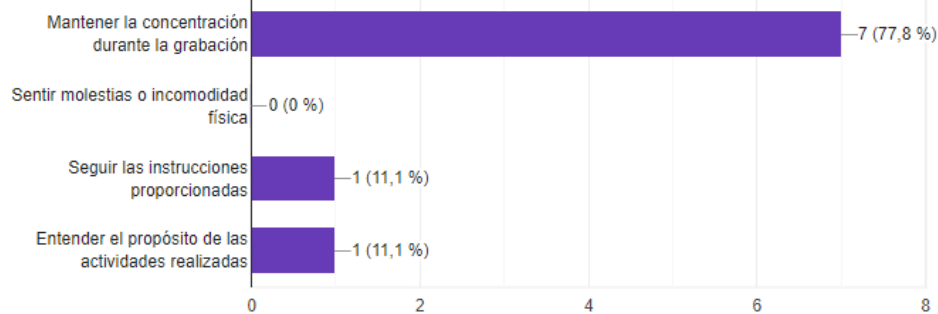
**Pregunta 2.** ¿Qué le motivó a participar en la grabación de señales EEG? (Selecciona todas las opciones que apliquen)



**Pregunta 3.** ¿Cómo describiría su experiencia durante la grabación de señales EEG? (Selecciona todas las opciones que apliquen)



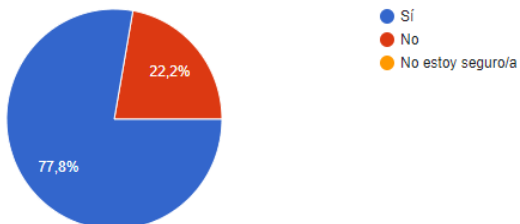
**Pregunta 4.** ¿Hubo algún aspecto en particular que encontró desafiante durante la grabación de señales EEG? (Selecciona todas las opciones que apliquen)



**Pregunta 5. Estímulos visuales y tiempo de presentación**

a) Durante las pruebas, se presentaron videos como estímulos visuales. ¿El tiempo de presentación de los videos fue adecuado para la imaginación de movimiento?

b) Si respondiste "no" en la pregunta anterior, ¿Cuál consideras que sería el tiempo de presentación adecuado? (Especificar el tiempo)



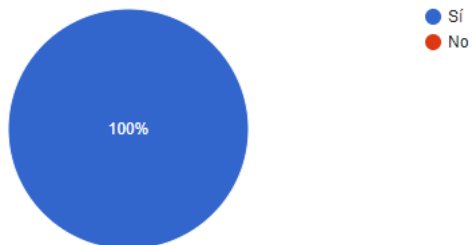
3 minutos

5 segundos

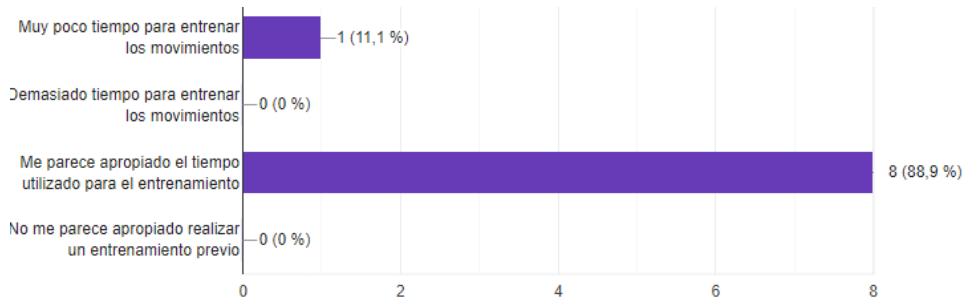
**Pregunta 6. Entrenamientos previos**

a) ¿Participaste en algún tipo de entrenamiento previo antes de las pruebas? (por ejemplo, visualización guiada, práctica de imaginación de movimiento)

b) Si respondiste "sí" en la pregunta anterior, ¿crees que estos entrenamientos previos ayudaron a tu imaginación de movimiento durante las pruebas?

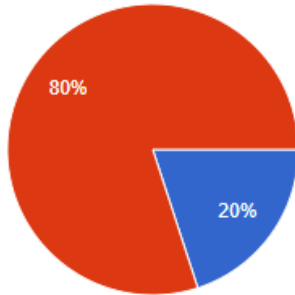


**Pregunta 7. ¿Cuál es su opinión sobre el tiempo dedicado al entrenamiento previo a la grabación de las señales EEG?**



**Pregunta 8. Colocación de electrodos superficiales**

a) Durante las pruebas, se colocaron electrodos superficiales en el cuero cabelludo. ¿Te resultó incómodo o molesto?

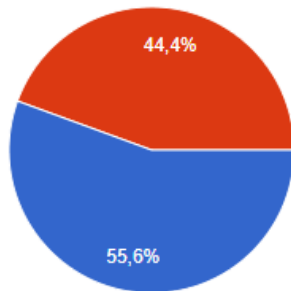


b) Si respondiste "sí" en la pregunta anterior, por favor, proporciona detalles sobre la incomodidad o molestia experimentada.

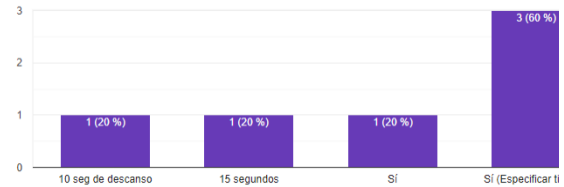
Incomodidad en el cabello a la hora de poner las ligas

**Pregunta 9. Fatiga visual y descanso entre videos**

a) Durante las pruebas, ¿sentiste fatiga visual mientras observabas los videos?

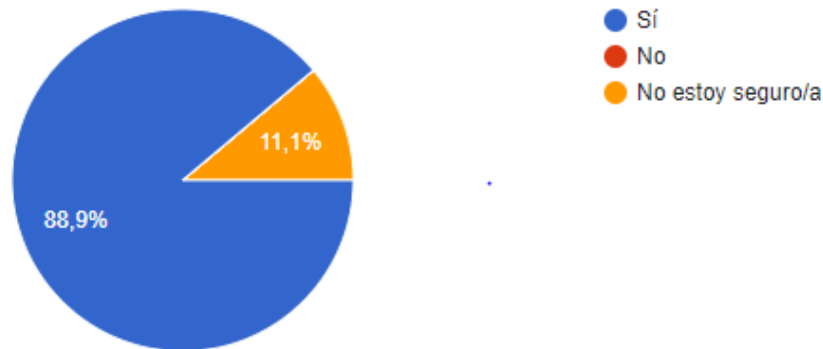


b) Si respondiste "sí" en la pregunta anterior, ¿consideras que necesitarías más tiempo de descanso entre los videos mostrados?



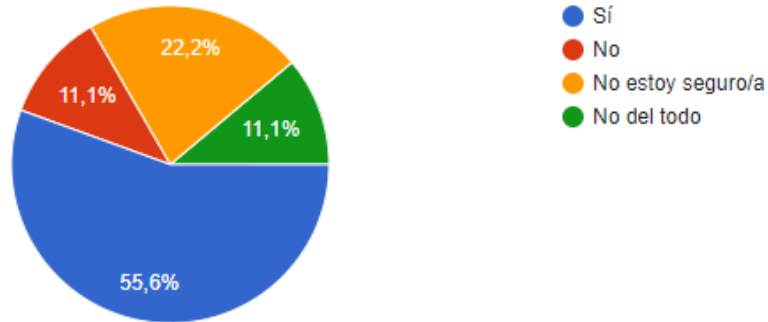
**Pregunta 10. Efectividad de los videos para la imaginación de movimiento.**

¿Consideras que los videos presentados ayudaron a tu imaginación de movimiento durante las pruebas?



**Pregunta 11. Concentración en la imaginación de movimiento.**

¿Lograste concentrarte adecuadamente en la imaginación de movimiento durante las pruebas?



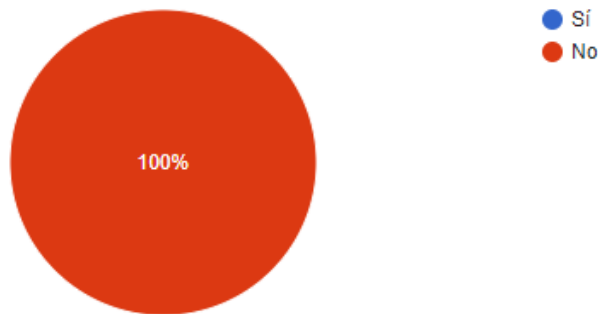
**Pregunta 12. Ambiente y ruido**

a) ¿Consideras que el ambiente en el que se llevaron a cabo las pruebas fue adecuado para la adquisición e imaginación de movimiento?



**Pregunta 13. Otros factores que afectaron la concentración en la imaginación de movimiento.**

a) Además de los aspectos mencionados anteriormente, ¿identificaste algún otro factor que afectó tu capacidad para concentrarte en la imaginación de movimiento durante las pruebas?



**Pregunta 14. Comentarios adicionales**

Si tienes algún comentario adicional o sugerencia para mejorar el proceso de adquisición de señales EEG durante la imaginación de movimiento, por favor, compártelo aquí.

El tiempo de los vídeos fue muy extenso y en tiempo de descanso muy corto y la ubicación de los electrodos debe ser más rápido.

*Nota:* Elaboración de los Autores.

**Anexo 7. Certificado de Traducción de Inglés**

Loja, 1 de abril de 2024

Lcdo. César Maldonado


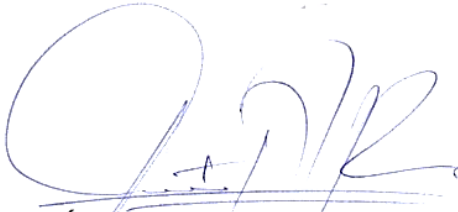
**DOCENTE DE LA ESCUELA DE EDUCACIÓN BÁSICA MUNICIPAL "ECOLÓGICA"**

CERTIFICO:

Que el documento aquí compuesto es fiel traducción del idioma español al idioma inglés del resumen del Trabajo de Integración Curricular: **"Elaboración de una base de datos de señales EEG para el estudio de conectividad cerebral durante la imaginación de movimiento"**, autoría de **Luis Ricardo Ochoa Ochoa con CI: 1150571816** y **Juan Andrés Morocho Aguilar con CI: 11150054623** de la carrera de Ingeniería en Telecomunicaciones, de la Universidad Nacional de Loja.

Lo certifica en honor a la verdad y autorizo al interesado hacer uso del presente en lo que a sus intereses convenga.

Atentamente,



**CÉSAR OSWALDO MALDONADO ROMERO**

**DOCENTE DE INGLÉS**

**NIVEL B2-INGLÉS**

**REGISTRO SENECYT N°: 1008-2017-1911160**