

**PONTIFICIA UNIVERSIDAD  
CATÓLICA DEL PERÚ**

**Escuela de Posgrado**



Desarrollo de casco de electroencefalografía (EEG) para  
apoyo en diagnóstico de trastorno del espectro autista  
(TEA)

Tesis para obtener el grado académico de Maestro en Ingeniería  
Mecatrónica que presenta:

*Dante Jim Randal Gallo Torres*

Asesor:

*Jesús Alan Calderón Chavarri*

Lima, 2025

## Informe de Similitud

Yo, Jesús Alan Calderón Chavarri, docente de la Escuela de Posgrado de la Pontificia Universidad Católica del Perú, asesor de la tesis titulada DESARROLLO DE CASCO DE ELECTROENCEFALOGRAFÍA (EEG) PARA APOYO EN DIAGNÓSTICO DE TRANSTORNO DEL ESPECTRO AUTISTA (TEA), de el autor Danet Jim Randal Gallo Torres, dejo constancia de lo siguiente:

- El mencionado documento tiene un índice de puntuación de similitud de 13%. Así lo consigna el reporte de similitud emitido por el software *Turnitin* el 3/02/2025.
- He revisado con detalle dicho reporte y la Tesis o Trabajo de investigación, y no se advierte indicios de plagio.
- Las citas a otros autores y sus respectivas referencias cumplen con las pautas académicas.

Lugar y fecha:

Lima, 03 de febrero del 2025.

Apellidos y nombres del asesor / de la asesora: <u>Calderón Chavarri, Jesús Alan</u>	
DNI: 43076936	Firma 
ORCID: <a href="https://orcid.org/0000-0002-6486-5105">https://orcid.org/0000-0002-6486-5105</a>	



© 2025, Dante Jim Randal Gallo Torres

Se autoriza la reproducción total o parcial, con fines académicos a través de cualquier medio o procedimiento, incluyendo la cita bibliográfica del documento.

## DEDICATORIA



*A mis padres Norma y Humberto, a mi hermano Oliver y a mi novia Maribel, por el apoyo incondicional brindado en todo momento, por creer en mí sin importar la circunstancia, por darme la motivación en superarme y seguir adelante, por no permitir desenfocarme y cumplir esta hermosa meta que fue terminar esta tesis.*

*A mi hermano Miguel, por haber sido un soporte intangible al que recurrí en cada momento difícil y pude encontrar calma.*

## AGRADECIMIENTOS

A mi asesor Alan Calderón, gracias por su invaluable apoyo, y compromiso con esta tesis, dedicó tantas horas a mi persona capacitándome y resolviendo dudas, demostrando lo buen profesional que es, y el compromiso que tiene con la educación y formación de profesionales en el Perú. Asimismo, expreso mis agradecimientos a cada integrante de su grupo de investigación pluricultural e interdisciplinario entre Perú, Ilmenau (Deutschland), San Petersburgo (Federación Rusa) y Hefei (República Popular China), por el soporte de debates académicos retroalimentativo en esta tesis.

Al Dr. Renzo Oviedo y a la Dra. María Barriga, les agradezco profundamente el tiempo dedicado a brindarme retroalimentación y orientación en temas médicos que aportaron un valor incalculable a esta investigación. De igual manera, extendo mi gratitud al personal del área de Neurología del Hospital Cayetano Heredia, por su valiosa retroalimentación sobre el prototipo desarrollado como parte de esta tesis.

A mi docente del curso de tesis, el Prof. Dante Elías, le agradezco por el conocimiento y las oportunidades brindadas que me permitieron completar este trabajo, también al Prof. Stefano Romero por la revisión y feedback de mi tesis. Finalmente, extendo mi agradecimiento a todo el cuerpo docente de la maestría, quienes, con su dedicación y compromiso, crearon un ambiente académico estimulante y enriquecedor. Sus enseñanzas y orientación han sido una fuente constante de inspiración, contribuyendo significativamente al éxito de esta tesis.

## RESUMEN

Se desarrolló un sistema mecatrónico de lectura de electroencefalografía (EEG) no invasiva en el cuero cabelludo, diseñado para operar con 8 canales y siguiendo el estándar internacional 10-20 para la colocación de electrodos. El sistema es compatible tanto con electrodos de espuma, adecuados para pacientes con cabello corto o sin él, como con electrodos de cucharilla, destinados a pacientes con cabello abundante o cráneos pequeños.

El sistema integra tres dominios principales. En el dominio electrónico, se diseñó una placa que amplifica y filtra las señales EEG, permitiendo su procesamiento mediante un microcontrolador Arduino. El filtrado implementado descarta señales con frecuencias superiores a 100 Hz, aunque no elimina completamente las señales de 60 Hz derivadas de artefactos físicos. En el dominio de la interfaz gráfica, se desarrolló una aplicación en Python que permite visualizar señales de 8 canales en un archivo ejecutable de 98 MB. La interfaz incluye un filtro digital que clasifica las señales en bandas de frecuencia (delta, theta, alfa, beta y gamma) y está optimizada para análisis posterior, con configuraciones iniciales ajustables para registros instantáneos. En el dominio mecánico, el diseño del casco se basó en el modelo de OpenBCI.

El sistema fue evaluado utilizando datos simulados precargados en Arduino, lo que permitió validar su capacidad para procesar y visualizar señales EEG de manera adecuada. Estas pruebas demostraron que el sistema cumple con los objetivos establecidos, ofreciendo una solución funcional para la captura y análisis de señales EEG. La interfaz gráfica permitió diferenciar las bandas de frecuencia y facilitó el análisis de los datos simulados, evidenciando su potencial para aplicaciones futuras. Se concluye que este sistema representa un avance significativo como base para desarrollos posteriores, con interés médico en su validación bajo estándares clínicos y la posibilidad de ampliar sus funcionalidades en el diagnóstico y monitoreo neurológico.

## ÍNDICE DE CONTENIDO

	Pág.
DEDICATORIA .....	i
AGRADECIMIENTOS .....	ii
RESUMEN.....	iii
ÍNDICE DE CONTENIDO.....	iv
ÍNDICE DE FIGURAS.....	vi
INTRODUCCIÓN .....	1
CAPÍTULO 1 .....	4
1.1 Electroencefalografía .....	4
1.2 Electroodos.....	5
1.3 Casco de electroencefalografía .....	5
1.4 Procesamiento de señal de electroencefalografía.....	7
1.4.1 Bandas de frecuencia.....	8
1.4.2 Colocación de electrodos – Sistema 10 - 20 .....	9
1.4.3 Registro y toma de datos .....	12
CAPÍTULO 2 .....	14
2.1 Impulso nervioso como fuerza física .....	14
2.2 Modelo dinámico de un electrodo de espuma.....	15
2.3 Análisis de estabilidad.....	17
2.3.1 Primer criterio de estabilidad .....	17
2.3.2 Segundo criterio de estabilidad .....	18
2.4 Modelo para múltiples electrodos .....	19
2.5 Tratamiento de ondas .....	20
CAPÍTULO 3 .....	23
3.1 Diseño de circuito .....	23

3.1.1 Etapa 1 - Alimentación.....	25
3.1.2 Etapa 2 - Acondicionamiento.....	26
3.1.3 Etapa 3 - Amplificación .....	28
3.1.4 Etapa 4 - Filtro .....	30
3.1.5 Etapa 5 - Envío.....	33
3.2 Visualización de señales EEG.....	34
3.2.1 Etapa 1 - Registro de datos y envío al puerto serial.....	35
3.2.2 Etapa 2 – Lectura de datos desde Python.....	36
3.2.3 Etapa 3 – Filtro digital.....	39
3.2.4 Etapa 4 –Visualización y Almacenamiento .....	40
CAPÍTULO 4.....	42
4.1 Dominio electrónico.....	42
4.2 Dominio interfaz gráfica .....	48
4.3 Dominio mecánico .....	53
4.4 Simulaciones de la interfaz .....	54
4.5 Discusión de resultados.....	57
CONCLUSIONES .....	60
TRABAJO FUTURO.....	62
BIBLOGRAFÍA.....	63

## ÍNDICE DE FIGURAS

	Pág.
Figura 1.1: Bandas de frecuencia en un electroencefalograma.....	9
Figura 1.2: Sistema de colocación de electrodos10-20.....	10
Figura 1.3: Electrodo con representación anatómica.....	11
Figura 1.4: Registro unipolar, entradas inversoras comunes .....	12
Figura 1.5: Registro bipolar, amplificadores comunes. ....	13
Figura 2.1: Propuesta de representación de activación neuronal y registro de señal mediante EEG. ....	15
Figura 2.2: Señal EEG desglosada por banda de frecuencia.....	21
Figura 3.1: Primera etapa, circuito de alimentación simétrica realizado en Proteus .	25
Figura 3.2: Segunda etapa, circuito de acondicionamiento realizado en Proteus .....	27
Figura 3.3: Tercera etapa, amplificación de señal EEG para 1 canal .....	28
Figura 3.4: Tercera etapa, aislamiento de señal amplificada para 1 canal .....	29
Figura 3.5: Tercera etapa, circuito de amplificación de señal EEG para 8 canales ...	29
Figura 3.6: Diseño base de filtro de segundo orden pasa bajas de Sallen – Key .....	30
Figura 3.7: Cuarta etapa, filtro de segundo orden Sallen – Key .....	33
Figura 3.8: Quinta etapa, envío de señal EEG al Arduino Mega .....	34
Figura 3.9: Ejemplo de datos EEG de 8 canales en 1 instante de tiempo	35
Figura 3.10: Primera etapa, diagrama de flujo de registro de datos y envío en formato JSON a puerto serial para 8 canales .....	36
Figura 3.11: Segunda etapa, diagrama de flujo de inicialización de lectura de datos a través del puerto serial .....	37
Figura 3.12: Segunda etapa, diagrama de flujo de lectura y almacenamiento de datos en array.....	38
Figura 3.13: Tercera etapa, filtro digital según banda de frecuencia.....	39
Figura 3.14: Cuarta etapa, diagrama de flujo general del interfaz, visualización y grabado de datos.....	41

Figura 4.1: PCB de circuito de adquisición de señal EEG para 8 canales. ....	43
Figura 4.2: Acondicionamiento de baquelita y pegado de papel cuché. ....	44
Figura 4.3: Transferencia de tinta a la placa. ....	45
Figura 4.4: Preparación para proceso de soldadura. ....	46
Figura 4.5: Soldadura de componentes .....	47
Figura 4.6: Placa terminada, 5 canales disponibles, 3 canales libres. ....	48
Figura 4.7: Pestaña de configuración al iniciar la interfaz. ....	49
Figura 4.8: Pestaña de visualización al iniciar la interfaz. ....	50
Figura 4.9: Gráfica de 8 canales en un tramo de 20 segundos. ....	50
Figura 4.10: Barra de navegación en la pestaña de visualización. ....	51
Figura 4.11: Función inicio para grabar datos en formato .csv. ....	51
Figura 4.12: Instalación de la interfaz en cualquier ordenador. ....	52
Figura 4.13: Colocación de electrodos para registro de 1 canal en el punto Cz. ....	53
Figura 4.14: Casco impreso en 3D. ....	54
Figura 4.15: Simulación 1 de señal de EEG por banda de frecuencia resultado. ....	55
Figura 4.16: Simulación 2 de señal de EEG por banda de frecuencia resultado. ....	56
Figura 4.17: Simulación 3 de señal EEG para 4 canales. ....	57
Figura 4.20: Interfaz gráfica para 6 canales. ....	57

## INTRODUCCIÓN

El trastorno del espectro autista (TEA), es un trastorno heterogéneo y permanente que afecta al neurodesarrollo, este tiene un impacto considerable en la salud personal y pública (American Psychiatric Association, 2013), a manera de llamar la atención, la organización de las Naciones Unidas (2008) declaró el 02 de abril como día mundial de la concienciación sobre el autismo, y ya que todo niño con discapacidad tiene derecho a disfrutar de una vida plena y digna, se incentivó la investigación haciendo mención que el diagnóstico precoz y la investigación son vitales para el crecimiento y desarrollo de la persona. En respuesta al llamado de las Naciones Unidas, en esta tesis se toma como foco de problema, el diagnóstico precoz.

Los datos epidemiológicos de la Organización Mundial de la Salud (2023) estiman que la prevalencia mundial de autismo es de una persona por cada 100; lo que supone el 0,3 % de la carga mundial de morbilidad. Esta prevalencia varía, aunque los estudios estén bien controlados y en muchos países con bajos ingresos se desconoce la prevalencia exacta. Estados Unidos es el país con la prevalencia más alta al 2020 se reportó una prevalencia de 1:36 demostrando un incremento de 317 % desde el 2000 (The Autism Community in Action, 2023). A nivel global, se ha presentado un crecimiento exponencial desde 1966 al 2008, primer año donde se celebró el día mundial de la concienciación del autismo (Fortea et al., 2013).

En Europa, el promedio de prevalencia es de 1:170 (Anorsom et al., 2021), como casos específicos en Italia es 1:87 en niños de 7 a 9 años (Narzisi et al., 2018), en Noruega es 1:144 en niños de 10 años y 1:125 en niños de 11 años, en Dinamarca se reporta

1:172; sin embargo, en Portugal es de 1:806 (Málaga et al., 2019). En Oceanía el promedio de prevalencia es 1:213 (Anorsom et al., 2021), en Australia la prevalencia en niños aumentó de 1:25 a 1:17, esto se asocia a nacimientos prematuros (Treyvaud et al., 2013). En América Latina no hay información precisa sobre datos de prevalencia, en una zona urbana de Chile, se evidenció una prevalencia de 1:51 niños de entre 18 y 30 meses, principalmente en varones (Yáñez et al., 2021), mientras que, en Colombia la prevalencia de TEA en pacientes de 1 a 18 años con una relación hombre mujer es de 6.4:1 (Tolero-Gutiérrez et al., 2012). En Perú según el Ministerio de Salud (2019), al 1 de abril de 2019 hay 15 625 personas con TEA, de las cuales el 95 % son menores de 11 años y el 81% son varones; aproximadamente 1:619 en menores de 17 años; además, hubo un aumento en los casos atendidos de 4 289 en 2015 a 13 940 en 2018.

La mortalidad en el TEA está incrementando y mueren, en general, antes de lo esperado por su edad (Hervás et al., 2017). Un estudio realizado en el Reino Unido en 2016 demuestra que personas con TEA presentan un mayor riesgo de mortalidad tanto en varones como en mujeres y con mayor presencia en autistas de alto grado, las causas de muerte en su mayoría están asociadas a aspectos médicos; sin embargo también tiene una presencia notable el suicidio (Hirvikoski et al., 2016), esta causa permite dar una idea de lo complicado que puede ser para los autistas padecer dicho trastorno.

La discriminación a niños autistas, la falta de oportunidades, la desigualdad de trato, se ven agravadas por el nivel de autismo, pues autistas de nivel 3 generalmente necesitan un terapeuta y cuidador de por vida, se sabe que el autismo no tiene cura y permanece durante toda la vida (Naciones Unidas, 2008); pero eso no significa que no se pueda hacer algo respecto, pues un diagnóstico precoz es vital para brindar tratamientos y cuidados adecuados para prevenir un alto grado de autismo y este niño pueda gozar de autonomía y un mejor desarrollo.

Es por ello que la principal motivación de esta investigación es dar un aporte para mejorar la calidad de vida de futuros autistas, evitando diagnósticos tardíos, disminuyendo la prevalencia de autismo de nivel 3, e indirectamente evitar las muertes prematuras. Además, se busca contribuir a la comunidad científica interesada en mejorar la calidad de vida de personas con trastornos o discapacidades.

La prevalencia de autismo ha aumentado exponencialmente y gracias a ello se le ha dado mayor interés a esta condición a nivel mundial; sin embargo, el Perú no lleva un registro actualizado sobre ello, la información más actualizada es de 2019 e induce a pensar que la prevalencia es baja, alrededor de 6:10000, esta información sería errónea, esta investigación quiere llegar a tener un mejor registro de personas con TEA.

Esta investigación tiene un alto impacto social, pues está enfocado en aportar en la mejora de la calidad de vida de personas con TEA, atendiendo así el llamado de 2007 de las Naciones Unidas en realizar investigación nueva sobre autismo.

El objetivo general del trabajo es desarrollar un casco de electroencefalografía que sirve como herramienta de apoyo a los profesionales de la salud a dar un diagnóstico temprano. Los objetivos específicos para cumplir lo mencionado son los siguientes:

- Describir el estado actual de la tecnología que existe en cascos de electroencefalografía.
- Diseñar e implementar un prototipo del casco de electroencefalografía.
- Implementar y validar mediante simulaciones la interfaz gráfica del sistema.

## **CAPÍTULO 1**

### **MARCO TEÓRICO Y ESTADO DEL ARTE**

En el presente capítulo se describe la tecnología existente en cascos de electroencefalografía, los electrodos utilizados para la captura y registro de datos EEG, las formas habituales de procesamiento de señales, así como una explicación detallada de los aspectos técnicos de la electroencefalografía. Esto incluye las bandas de frecuencia, la colocación de electrodos según el estándar 10/20, y el registro y la captura de señales EEG, con énfasis en la topología de conexión de los electrodos.

#### **1.1 Electroencefalografía**

La electroencefalografía (EEG) es una técnica utilizada para registrar la actividad eléctrica del cerebro mediante la colocación de electrodos en el cuero cabelludo. Esta técnica ha sido objeto de estudio durante los últimos cien años en diversos campos de la neurociencia (Serna-Rojas et al., 2021). La EEG registra las señales eléctricas del cuero cabelludo y las presenta en un gráfico que muestra diferentes frecuencias y amplitudes. Se ha demostrado que esta actividad macroscópica proviene de la capa superficial del cerebro, situada debajo del cuero cabelludo (Fouad, 2022). En este contexto, el sensor de EEG ha adquirido gran relevancia en el estudio de la actividad cerebral, con aplicaciones que abarcan desde investigaciones científicas hasta usos médicos (Soufneyestani et al., 2020).

## 1.2 Electroodos

El diseño de electrodos de EEG que sean fiables y cómodos continúa siendo un desafío, especialmente para aplicaciones prácticas y emergentes. Aunque los electrodos húmedos son el estándar de referencia por su alta calidad de señal, su uso es complejo y puede resultar incómodo, limitando su implementación en contextos cotidianos. En respuesta, los electrodos secos han surgido como una alternativa más accesible, ya que no requieren geles conductores ni preparación previa de la piel. Sin embargo, su aplicación enfrenta dificultades, como una calidad de señal inferior y mayor sensibilidad a los movimientos. Recientemente, los electrodos semisecos han ganado popularidad al combinar las ventajas de ambos tipos, utilizando solo una pequeña cantidad de líquido electrolítico. Este enfoque logra una calidad de señal comparable a los electrodos húmedos, pero con la practicidad y rapidez de los secos (Li et al., 2020)

El electrodo modelo 2228 de la marca 3M está diseñado con un soporte de espuma, que proporciona flexibilidad y comodidad durante su uso, y cuenta con dimensiones de 3,2 x 4 cm (3M Perú S.A.C., 2024). Este electrodo es ampliamente utilizado para la adquisición de señales eléctricas gracias a su alta fiabilidad y precisión. Para la obtención de registros EEG, se emplean electrodos de superficie de referencia Ag/AgCl, como el 3M 2228, que posee características específicas: una superficie de 30 x 35 mm, un área de gel de 15 mm de diámetro y una distancia de 25 mm entre electrodos (Suárez-Patiño y otros, 2022).

## 1.3 Casco de electroencefalografía

Un casco de EEG tiene como tarea principal registrar y mostrar la actividad eléctrica del cerebro. Tradicionalmente, la realización de un electroencefalograma requiere equipos de grandes dimensiones y un cableado considerable, lo que los hace más adecuados para entornos clínicos. Sin embargo, en función de la aplicación, puede ser necesario registrar la actividad cerebral en lugares que carecen de la infraestructura adecuada. Por ello, uno de los principales desafíos es lograr la portabilidad de los dispositivos y simplificar al máximo el proceso, facilitando su uso en diversos contextos.

En cuanto a la portabilidad y simplicidad de obtener el registro cerebral, Oviyaa et al., (2020) presentaron un casco de motocicleta diseñado para detectar somnolencia y fatiga en motociclistas. Este dispositivo incorpora un auricular de EEG con un electrodo de placa de cobre ubicado sobre la frente y encima del ojo, asegurando comodidad durante su uso. Para el procesamiento de las señales de EEG, se empleó un algoritmo de regresión logística, mientras que el hardware del proyecto incluyó un Arduino y un módulo Bluetooth HC-05. Como mejora futura, los autores propusieron la integración de nanotecnología en la mayor parte del hardware para optimizar su rendimiento.

De manera similar Sanjana y Jayasinghe (2020), desarrollaron un casco de EEG para motocicleta. Este modelo incluye dos electrodos colocados en las zonas posterior y lateral del cráneo. Aunque el hardware base es el mismo que en el proyecto anterior, se añadió un sensor de alcohol, ampliando las funcionalidades del dispositivo.

Rosenberg et al., (2016), desarrollaron sistemas complejos de lectura de señales vitales que combinan EEG y ECG para identificar anomalías o diferencias entre actividades cotidianas y potencialmente peligrosas, como practicar deportes. En su estudio, plantearon cuatro configuraciones diferentes en cuanto a cantidad, posición y tipo de electrodos. De estas, las configuraciones 1 y 2 destacaron por su afinidad en la lectura de señales EEG. La configuración 1 emplea 11 electrodos de gel con tapa de oro ubicados en el plano sagital, mientras que la configuración 2 utiliza 7 electrodos de telas conductoras MedTex130.

Ambas configuraciones mostraron buenos resultados, aunque la segunda se considera una mejora de la primera. Para el procesamiento de las señales EEG, se aplicaron el Método de Welch y filtros Butterworth, con hardware adicional que incluye una tarjeta SD. Los datos se obtuvieron mediante pruebas experimentales con seis personas que iniciaron en reposo y realizaron cambios constantes en su actividad.

La compañía alemana Nihon-Kohden desarrolló un casco EEG portátil llamado CerebAir, equipado con 8 electrodos. Este dispositivo destaca por su diseño cómodo, montaje rápido, portabilidad y funcionamiento completamente inalámbrico, ya que transmite las señales al monitor mediante Bluetooth. Caricato et al., (2020) evaluaron

el rendimiento del CerebAir en comparación con un sistema convencional de EEG de 8 electrodos, utilizando 20 participantes para cada método.

El estudio mostró que el casco CerebAir podía ser montado con casi 4 minutos de ventaja sobre el método convencional y no requería la supervisión constante de un neurólogo especialista. Sin embargo, en casos de electroencefalografía continua, su rendimiento no fue óptimo, ya que se detectaron aproximadamente 35 anomalías en un período de 54 horas. Además, se observó el inicio de posibles daños físicos leves en algunos pacientes, lo que representa un área de mejora para futuros diseños.

#### **1.4 Procesamiento de señal de electroencefalografía**

Las señales EEG suelen requerir un tratamiento específico debido a su baja amplitud, la presencia de ruido eléctrico y los artefactos generados por el movimiento, entre otros factores. Para abordar estas dificultades, numerosos investigadores han desarrollado soluciones basadas en métodos matemáticos y computacionales. Aunque el propósito de este trabajo no se centra en el procesamiento de señales, un tema amplio y complejo, se exploran algunos métodos que pueden resultar útiles al momento de analizar y presentar las señales de electroencefalografía.

Las redes neuronales son un método ampliamente utilizado en inteligencia artificial, conocido por ofrecer buenos resultados en tareas de aprendizaje y caracterización de imágenes. Mohi-ud-Din y Ajayanthi (2021) emplearon redes neuronales validadas, como GoogleNet y SqueezeNet, para la caracterización de señales EEG en personas clasificadas como "autistas" y "normales". Para el entrenamiento, utilizaron 3,338 imágenes, 476 para la validación y 954 para las pruebas. Los resultados obtenidos mostraron que GoogleNet alcanzó una precisión del 75% en la validación y 74% en las pruebas. Por otro lado, SqueezeNet demostró un mejor desempeño, con una precisión del 82.98% en la validación y 80.71% en las pruebas. Esto evidencia que, bajo las condiciones expuestas, SqueezeNet proporciona una clasificación más precisa para esta aplicación específica.

Un estudio más amplio fue desarrollado por Djemal et al., (2017), quienes utilizaron transformadas de ondículas discretas para filtrar las señales de ruido de los ojos, las

cuales son una de las principales fuentes de interferencia en los electroencefalogramas. Debido a la alta sensibilidad del EEG, el tratamiento de estas señales es particularmente complejo. Los autores sugieren que una manera eficiente de manejar estas interferencias es mediante el uso de un electrooculograma (EOG), aunque esta opción no solo incrementa la complejidad del montaje, sino también la incomodidad del paciente. Este enfoque resulta inviable en el caso de dispositivos portátiles, especialmente cuando se pretende usarlos en niños.

Por ello, el filtro basado en transformadas de ondículas permite obtener señales más limpias antes de procesarlas con Redes Neuronales Artificiales (RNA). Como parte del tratamiento de las señales, se evaluaron cuatro métodos estadísticos de entropía, siendo el más eficiente la entropía de Shannon, que alcanzó una precisión del 98.4%, superando en casi un 10% a las entropías de Renyi.

#### **1.4.1 Bandas de frecuencia**

El EEG está compuesto por oscilaciones u ondas con una variedad de frecuencias. Los amplificadores de señales registran principalmente las frecuencias por debajo de los 30 Hz para reducir posibles interferencias. Sin embargo, en un adulto sano, las frecuencias del EEG varían entre 0.1 y 500 Hz, y se agrupan en diferentes bandas de frecuencias, destacando las siguientes: Delta, 0.1-4 Hz; Theta, 4-8 Hz; Alfa, 8-13 Hz; Beta, 14-30 Hz; y Gamma, 30-80 Hz, tal como se muestra en la Figura 1.1 (Hernández-González et al., 2023).

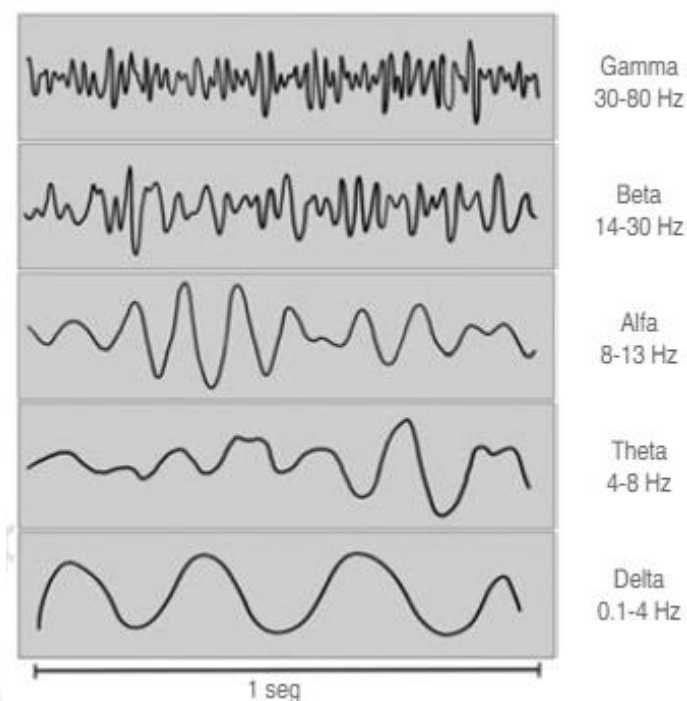


Figura 1.1: Bandas de frecuencia en un electroencefalograma. Hernández-González, et al. (2023).

#### 1.4.2 Colocación de electrodos – Sistema 10 - 20

El sistema internacional estandarizado de medida 10-20 es utilizado en centros que realizan electroencefalografía. Este sistema emplea al menos 21 electrodos, de los cuales 19 son craneanos y 2 referenciales, ubicados en los mastoides o en las orejas. Las mediciones se basan en cuatro puntos de referencia: el nasión, el inión y los puntos preauriculares izquierdo y derecho, que se encuentran inmediatamente anteriores a los canales auditivos (Guerrero, 2023).

Los números 10 y 20 hacen referencia al hecho de que las distancias entre cada electrodo y su adyacente corresponden al 10% o 20% de la distancia total antero-posterior o bilateral del cráneo. El sistema 10-20 fue diseñado para ofrecer una cobertura adecuada de la cabeza, permitiendo flexibilidad para la colocación de electrodos adicionales dentro del marco establecido, utilizando la nomenclatura 10-20, tal como se muestra en la Figura 1.2 (Guerrero, 2023).

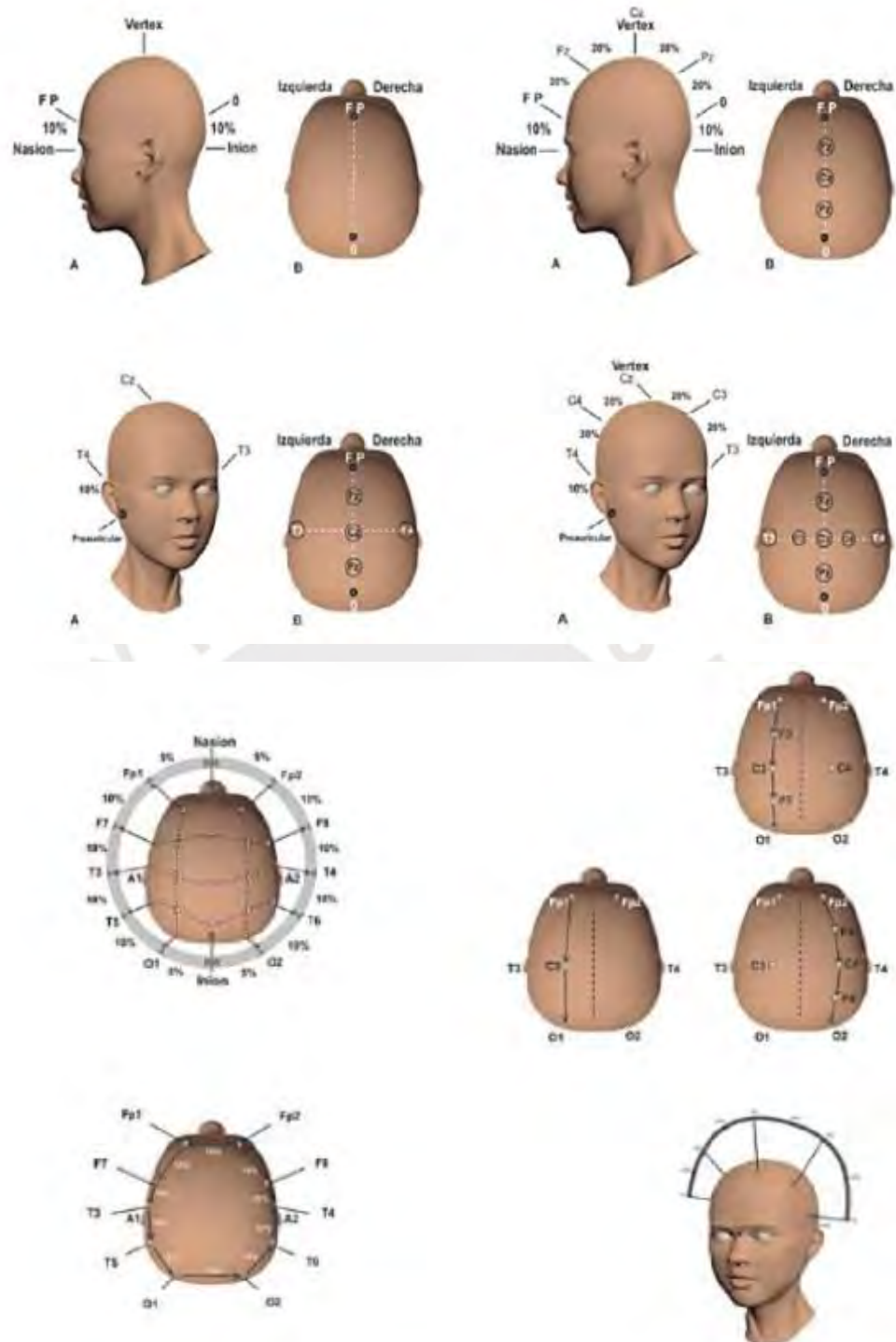


Figura 1.2: Sistema de colocación de electrodos 10-20. F=frontal, T=temporal, C= central, P=parietal, O=occipital, Fp= frontopolar, Guerrero (2023).

Según la Figura 1.3, se debe seguir un orden específico al colocar los electrodos, cumpliendo adecuadamente con la regla de medición del 10% y 20%. Se recomienda comenzar con la medición de los puntos de referencia, inión y nasión, realizando primero una medición anteroposterior, donde se colocan los electrodos de línea media. Luego, se realiza una medición transversa en línea media, que incluye, después de las

referencias preauriculares A1 y A2, los electrodos T3, C3, Cz, C4 y T4 (Guerrero, 2023).

Posteriormente, se colocan los electrodos de la circunferencia craneal: Fp1, F7, T3, T5, O1, Oz, O2, T6, T4, F8, Fp2, para finalmente determinar la ubicación de Fpz. La medición y colocación de electrodos se completa con los electrodos parasagitales, que inician en Fp2, F4, C4, P4 y O2. Muchos de los electrodos ya están colocados según las medidas anteroposterior, transversa y de circunferencia, de modo que no solo sirven como referencia, sino que deben coincidir perfectamente con las distancias del 10% y 20%. La única excepción relativa al 10% es la distancia de Fp1 a Fpz, y de Fp2 a Fpz, que corresponden a un 5%, aunque la distancia entre Fp1 y Fp2 sigue cumpliendo con el 10% (Guerrero, 2023).

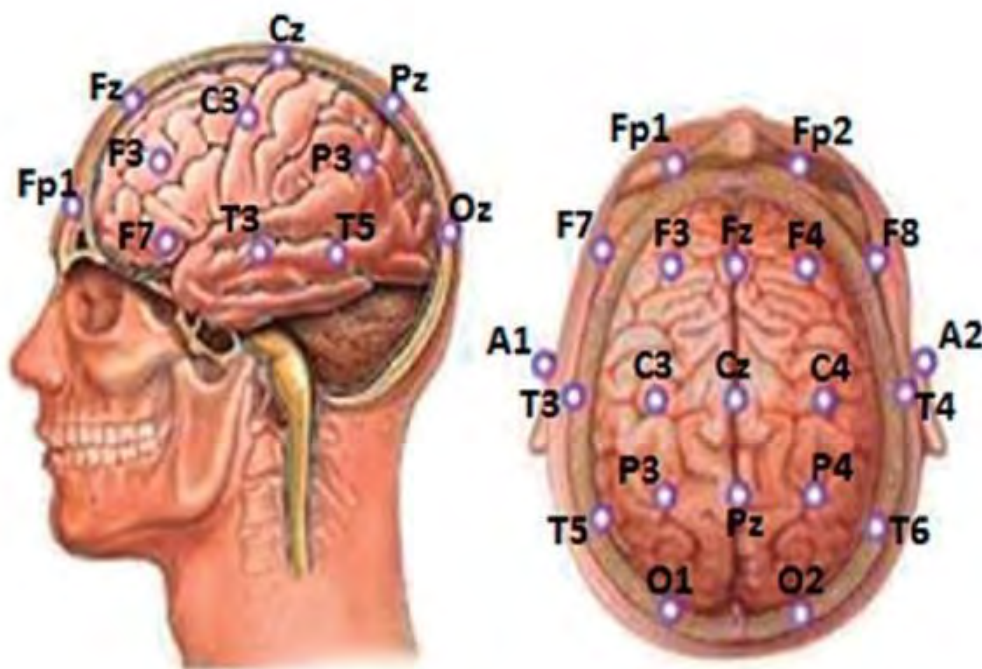


Figura 1.3: Electrodos con representación anatómica, Guerrero (2023).

El sistema internacional 10-20 designa las posiciones e identifica los nombres de los electrodos. En el registro del EEG de recién nacidos, generalmente se utilizan menos electrodos que en los adultos. Sin embargo, cuando una aplicación clínica o de investigación requiere una mayor resolución espacial para una región específica del cerebro, se pueden agregar electrodos adicionales a la configuración convencional. Esto es posible gracias al diseño modular, que permite incluir hasta 256 electrodos en

matrices de alta densidad. Estas matrices, que suelen adoptar la forma de una tapa o red, se colocan de manera uniforme sobre el cuero cabelludo (Fouad, 2022).

Cada electrodo se conecta a una entrada de un amplificador diferencial, utilizándose un amplificador para cada par de electrodos. La otra entrada del amplificador está conectada a un electrodo activo y una referencia, con una ganancia que varía entre 60 y 100 decibelios. La señal se filtra en EEG analógico, pero la mayoría de los sistemas EEG actuales son digitales. La señal amplificada se convierte mediante un convertidor analógico a digital después de ser procesada por un filtro anti-aliasing. En el EEG clínico del cuero cabelludo, el muestreo analógico a digital se realiza normalmente entre 256 y 512 Hz, aunque en algunas aplicaciones de investigación se utilizan frecuencias de muestreo de hasta 20 kHz (Fouad, 2022).

### 1.4.3 Registro y toma de datos

Las mediciones del electrodo se realizan mediante el registro monopolar y bipolar, esta elección depende de los canales disponibles y de las necesidades del diagnóstico. La medición unipolar consiste en captar señal de cada electrodo de manera independiente de los demás, dicho registro se denomina como electrodo activo y el otro se denomina electrodo de referencia el cual debe estar en 0 V cuando y coloca en el lóbulo de la oreja, mastoides y el mentón, tal como se muestra en la Figura 1.4 (Ortiz & Reinoso, 2010).

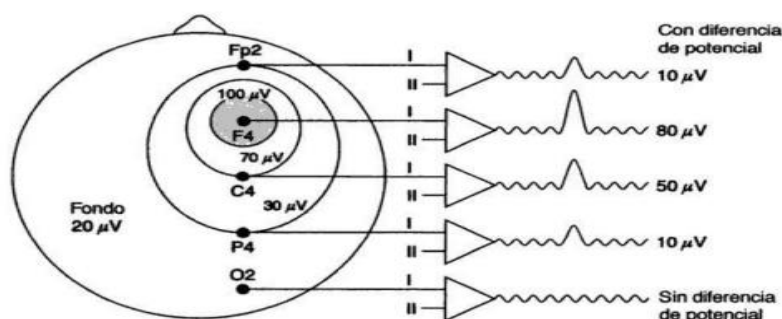


Figura 1.4: Registro unipolar, entradas inversoras comunes, Rowan & Tolunsky (2004).

El registro bipolar consiste en captar la señal de dos electrodos activos, cuya información se envía a un amplificador, donde se determina la diferencia de potencial

entre ambos. Cualquier señal que afecte de manera similar a ambos electrodos, como las interferencias de la red de 60 Hz, provoca una diferencia de potencial nula o muy reducida, por lo que la señal no se muestra, tal como se ilustra en la Figura 1.5. Esta situación se conoce como cancelación en fase (Ortiz & Reinoso, 2010).

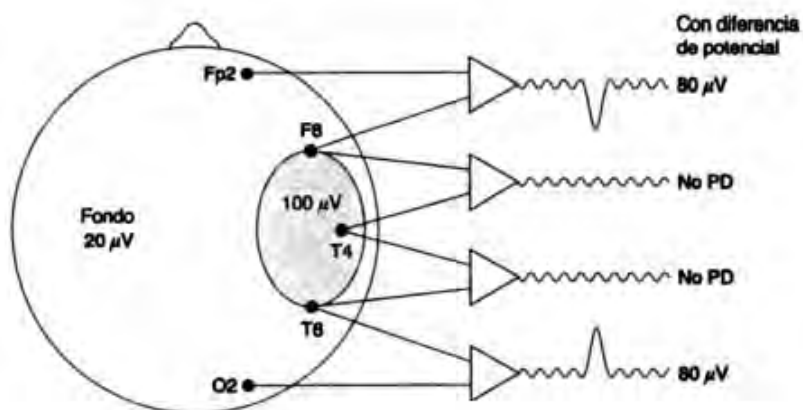


Figura 1.5: Registro bipolar, amplificadores comunes, Rowan & Tolunsky (2004).

## CAPÍTULO 2

### MATEMÁTICA DE LA SEÑAL EEG

Las señales EEG son variables en el tiempo y dependen de los impulsos generados por los grupos neuronales. El modelo dinámico de estas señales permite conocer el comportamiento de dichos impulsos en diferentes áreas del encéfalo. En este capítulo, se presenta la elaboración y el análisis de un modelo matemático dinámico para estudiar estas zonas específicas. El tratamiento matemático propuesto corresponde a interpretaciones numéricas de generalizaciones en los modelamientos matemáticos relacionados con las respuestas a los pulsos nerviosos, basados en las recomendaciones de mi asesor.

#### 2.1 Impulso nervioso como fuerza física

Todo acto realizado por el ser humano es parte de la actividad neuronal. Cuando una neurona se estimula envía un potencial de acción que es un impulso eléctrico muy pequeño. En ese momento, se produce una activación. En la Figura 2.1–A se presenta una propuesta de representación gráfica de esta activación mediante un círculo rojo. Esta activación puede interpretarse matemáticamente como un cuerpo que emite una vibración, la cual se refleja en el cuero cabelludo, como se muestra en la Figura 2.1–B. En esta representación, el punto rojo indica la neurona que se activó; la onda de color plomo entre los dos puntos es una representación aproximada de la forma en que el potencial de acción se transmite y llega como una fuerza física que empuja el cuero cabelludo; el punto guindo es el lugar donde se refleja el potencial de acción, y por lo tanto, la ubicación del electrodo.

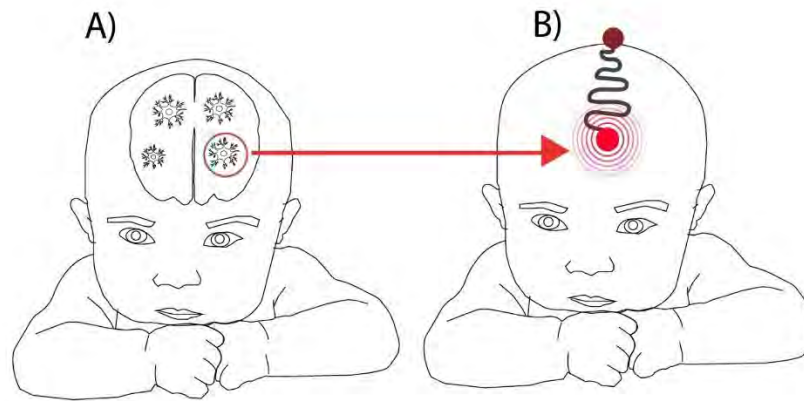


Figura 2.1: Propuesta de representación de activación neuronal y registro de señal mediante EEG. A - activación de un grupo neuronal, B – representación de la activación en forma de onda que se refleja en el cuero cabelludo y es captado en el electrodo.

## 2.2 Modelo dinámico de un electrodo de espuma

La función del electrodo es convertir un desplazamiento en la corteza cerebral en una señal eléctrica. El electrodo mide el cambio en el desplazamiento que ocurre en la corteza del cerebro, el cual es ocasionado por el impulso generado por cada grupo neuronal al ejecutar una acción. Esta interacción se puede modelar, en primera instancia, como un sistema amortiguado de masa-resorte. El planteamiento se realiza utilizando la Ecuación 2.1, que representa una ecuación de Euler-Lagrange en su forma escalar. Las ecuaciones presentadas para el análisis matemático (dados en este capítulo de la tesis) se basan en los análisis incluidos en los capítulos de los siguientes libros: (Calderon et al., 2023) y (Calderon et al., 2024).

$$\frac{d}{dt} \left( \frac{\partial K}{\partial \dot{q}} \right) - \frac{\partial K}{\partial q} + \frac{\partial U}{\partial q} = \tau \quad (2.1)$$

Donde:

$K$ : Energía cinética en Joule (J), depende de las velocidades generalizadas  $\dot{q}$ .

$U$ : Energía potencial en Joule (J), depende de las coordenadas generalizadas  $q$ .

$\tau$ : Fuerzas generalizadas en Newton (N) que actúan sobre el sistema.

$q$ : Coordenadas generalizadas en metros (m) del sistema.

$\dot{q}$ : Velocidades generalizadas en metros por segundo (m/s) del sistema.

Existe movimiento del electrodo a causa de la vibración generada por la señal emitida del grupo neuronal. Por lo tanto, existe energía cinética, la cual se modela como  $\frac{1}{2} a_1 \dot{x}^2$ ,

donde  $a_1$  es la masa del sistema en kilogramos (kg). Así en la Ecuación 2.2 se resuelve el primer término de la Ecuación 2.1.

$$\frac{d}{dt} \left( \frac{\partial K}{\partial \dot{q}} \right) = \frac{d}{dt} \left( \frac{\partial K}{\partial \dot{x}} \right) = \frac{d}{dt} \left( \frac{\partial}{\partial \dot{x}} \left( \frac{1}{2} a_1 \dot{x}^2 \right) \right) = \frac{d}{dt} (a_1 \dot{x}) = a_1 \ddot{x} \quad (2.2)$$

A causa del movimiento hay variación en la posición del electrodo, por lo tanto, existe energía potencial. Esta se calcula como el área bajo la curva de la gráfica entre la fuerza  $F$  ocasionada por la vibración y el desplazamiento  $\Delta x$  en el electrodo. En la Ecuación 2.3 se presenta el cálculo de la energía potencial  $U$ , donde  $a_3$  es la constante de rigidez del electrodo en Newtons por metro (N/m).

$$U = \frac{1}{2} F \Delta x = \frac{1}{2} (a_3 x)(x) = \frac{1}{2} a_3 x^2 \quad (2.3)$$

La Ecuación 2.4 presenta la solución del tercer término de la Ecuación 2.1, correspondiente a la derivada parcial de la energía potencial  $U$  con respecto a la coordenada generalizada  $q$ , que en este caso es  $x$ . Este término representa la fuerza restauradora generada por la constante de rigidez del sistema.

$$\frac{\partial U}{\partial q} = \frac{\partial U}{\partial x} = \frac{\partial}{\partial x} \left( \frac{1}{2} a_3 x^2 \right) = a_3 x \quad (2.4)$$

La energía inicial del sistema no se conserva a lo largo de su ciclo de vida debido a la disipación causada por la elasticidad del electrodo. Este efecto se modela como un factor de amortiguamiento proporcional a la velocidad  $\frac{dx(t)}{dt}$ , representado por la constante  $a_2$ . Dado que el sistema presenta pérdida de energía, se clasifica como no conservativo. La dinámica general del sistema se describe en la Ecuación 2.5.

$$a_1 \ddot{x} + a_2 \dot{x} + a_3 x = uF \quad (2.5)$$

Donde:

$a_1$ : Masa del sistema en kilogramos (kg).

$a_2$ : Coeficiente de amortiguamiento en kilogramos por segundo (kg/s).

$a_3$ : Constante de rigidez en Newtons por metro (N/m).

$uF$ : Fuerza externa en Newtons (N), dependiente del tiempo.

$x(t)$ : Desplazamiento en metros (m), función del tiempo.

$\dot{x}(t)$ : Velocidad en metros por segundo (m/s).

$\ddot{x}(t)$ : Aceleración en metros por segundo al cuadrado (m/s<sup>2</sup>).

El modelo dinámico completo del sistema se expresa mediante la Ecuación (2.6), que describe la evolución temporal de las fuerzas y desplazamientos:

$$uF(t) = a_1 \frac{d^2 x(t)}{dt^2} + a_2 \frac{dx(t)}{dt} + a_3 x(t) \quad (2.6)$$

### 2.3 Análisis de estabilidad

El electrodo debe garantizar una salida coherente para cada estímulo y lugar de colocación. Sin embargo, la señal de EEG, debido a su naturaleza, contiene múltiples fuentes de ruido (Serna-Rojas et al., 2021), lo que dificulta su identificación. Por lo tanto, es fundamental que el sistema sea estable independientemente del ruido.

El análisis de estabilidad del sistema se realiza mediante la teoría de Lyapunov, que establece dos criterios clave, que se desarrollan en la Sección 2.3.1.

#### 2.3.1 Primer criterio de estabilidad

La energía total del sistema debe ser positiva;  $E > 0$ . La energía total se calcula como la suma de la energía cinética  $K$  y la energía potencial  $U$ , según se presenta en la Ecuación 2.7.

$$E = \frac{1}{2} a_1 \left( \frac{dx}{dt} \right)^2 + \frac{1}{2} a_3 x^2 \quad (2.7)$$

Donde:

$E$ : Energía total del sistema en Joules (J).

$a_1$ : Masa del sistema en kilogramos (kg).

$a_3$ : Constante de rigidez en Newtons por metro (N/m).

$x$ : Desplazamiento en metros (m).

$\frac{dx}{dt}$ : Velocidad en metros por segundo (m/s).

El cumplimiento del primer criterio asegura que la energía total del sistema sea positiva, dado que tanto la energía cinética como la energía potencial son funciones cuadráticas con coeficientes positivos, como se muestra en la Ecuación 2.7. Esto implica que el sistema siempre opera en un estado energético estable, evitando respuestas erráticas o incontroladas.

En mediciones EEG, esta estabilidad energética asegura que los electrodos registren señales consistentes y reproducibles, es decir, que las variaciones en las mediciones reflejen la actividad cerebral real y no interferencias externas o artefactos. En el caso de personas con TEA, esta propiedad permite capturar señales representativas de su actividad neurológica, minimizando el impacto de movimientos involuntarios o estímulos ambientales.

### 2.3.2 Segundo criterio de estabilidad

La derivada temporal de la energía total debe ser negativa  $\left(\frac{dE}{dt}\right) < 0$ , lo cual indica que el sistema pierde energía con el tiempo. La derivada de la energía  $E$  se presenta en la Ecuación 2.8.

$$\frac{dE}{dt} = \frac{dx}{dt} \left( a_1 \frac{d^2x}{dt^2} + a_3 x \right) \quad (2.8)$$

Sustituyendo la Ecuación 2.6 en la Ecuación 2.8 se obtiene la derivada de la energía, que depende de la fuerza externa  $uF(t)$  y el amortiguamiento  $a_2$ , esta se muestra en la Ecuación 2.9.

$$\frac{dE}{dt} = uF(t) \frac{dx}{dt} - a_2 \left( \frac{dx}{dt} \right)^2 \quad (2.9)$$

El segundo criterio establece que la derivada temporal de la energía total debe ser negativa  $\left( \frac{dE}{dt} \right) < 0$ . Esto significa que el sistema pierde energía con el tiempo, disipando cualquier exceso que pueda generar inestabilidad. Este comportamiento asegura que el sistema tiende a un estado de equilibrio, incluso cuando está expuesto a estímulos o fuerzas externas, siempre que estas cumplan con la condición  $|u| < |a_1|$ .

En mediciones EEG, este principio es fundamental para mantener la calidad de las señales recolectadas. La disipación energética ayuda a amortiguar el impacto de perturbaciones transitorias, como movimientos del usuario o ruidos externos, garantizando que las mediciones sean consistentes y precisas. Para personas con TEA, este criterio cobra especial relevancia, ya que sus movimientos o comportamientos atípicos pueden introducir artefactos en las mediciones. Un sistema que cumple con el segundo criterio puede adaptarse a estas variaciones y asegurar la confiabilidad de los datos obtenidos.

#### 2.4 Modelo para múltiples electrodos

Cuando se utilizan múltiples electrodos, es necesario generalizar el modelo dinámico presentado en la Ecuación 2.5. En este caso, las constantes relacionadas con la masa  $a_1$ , el amortiguamiento  $a_2$  y la rigidez  $a_3$  se representan como matrices, permitiendo describir las interacciones entre los distintos electrodos. El modelo dinámico matricial resultante se muestra en la Ecuación (2.10):

$$\begin{bmatrix} u_1 \\ u_2 \\ \vdots \\ u_n \end{bmatrix} F(t) = \begin{bmatrix} a_{11} & 0 & \dots & 0 \\ 0 & a_{12} & \dots & \vdots \\ \vdots & \vdots & \ddots & 0 \\ 0 & \dots & 0 & a_{1n} \end{bmatrix} \dot{x}(t) + \begin{bmatrix} a_{21} & 0 & \dots & 0 \\ 0 & a_{22} & \dots & \vdots \\ \vdots & \vdots & \ddots & 0 \\ 0 & \dots & 0 & a_{2n} \end{bmatrix} \dot{x}(t) \quad (2.10)$$

$$+ \begin{bmatrix} a_{31} & 0 & \dots & 0 \\ 0 & a_{32} & \dots & \vdots \\ \vdots & \vdots & \ddots & 0 \\ 0 & \dots & 0 & a_{3n} \end{bmatrix} x(t)$$

Donde:

$u_1, u_2, \dots, u_n$ : Entradas del sistema que representan las fuerzas actuantes en cada electrodo.

$a_{1i}, a_{2i}, a_{3i}$ : Elementos de las matrices que describen las constantes de masa, amortiguamiento y rigidez de los electrodos.

Las constantes  $i = 1, 2, \dots, n$  corresponden al número de electrodos. En un registro unipolar, descrito en la Sección 1.5.3, se incluyen dos electrodos adicionales: uno de tierra y uno de referencia. Sin embargo, las señales de estos electrodos no se incluyen en las entradas  $u$  de la Ecuación 2.10. Estas entradas representan exclusivamente las fuerzas medidas en los canales activos del estándar 10-20.

La modelación matricial permite capturar la dinámica de sistemas con múltiples electrodos, considerando tanto las interacciones entre ellos como las características individuales de cada electrodo. Esto es fundamental para sistemas complejos, como los utilizados en electroencefalografía, donde la señal debe procesarse simultáneamente en varios puntos de registro.

## 2.5 Tratamiento de ondas

Dada la naturaleza del proyecto y las restricciones éticas en cuanto a la realización de experimentos con sujetos humanos, se optó por generar datos sintéticos a partir de un conjunto original de señales EEG de la base de datos EEGMMIDB (Goldberg et al., 2004). Esta aproximación ha sido ampliamente utilizada en diversas disciplinas, incluida la neurociencia, para crear conjuntos de datos artificiales que replican las características estadísticas y dinámicas de señales reales,

Se generó los datos sintéticos a partir del conjunto original de EEG, utilizando TensorFlow y Keras en Python para implementar una red GAN. A partir del conjunto de señales EEG originales de la base EEGMMIDB (Goldberg et al., 2004), se extrajeron características estadísticas como la media,  $5.12 \mu\text{V}$  y varianza,  $0.48 \mu\text{V}^2$ . Estas características fueron usadas para entrenar el modelo generador, que creó señales sintéticas con una distribución similar a la de las señales reales.

La señal EEG por cada canal, es única, y es una suma de las múltiples señales que se emiten en el cerebro y que son captadas por el electrodo, muchas de esas señales ni siquiera son del cerebro, son ruidos ocasionados por objetos físicos que generan transferencias, como la red eléctrica, los celulares, equipos electrónicos, entre otros, por ello, la señal es ruidosa y desordenada como se observa en la Figura 2.2-A.

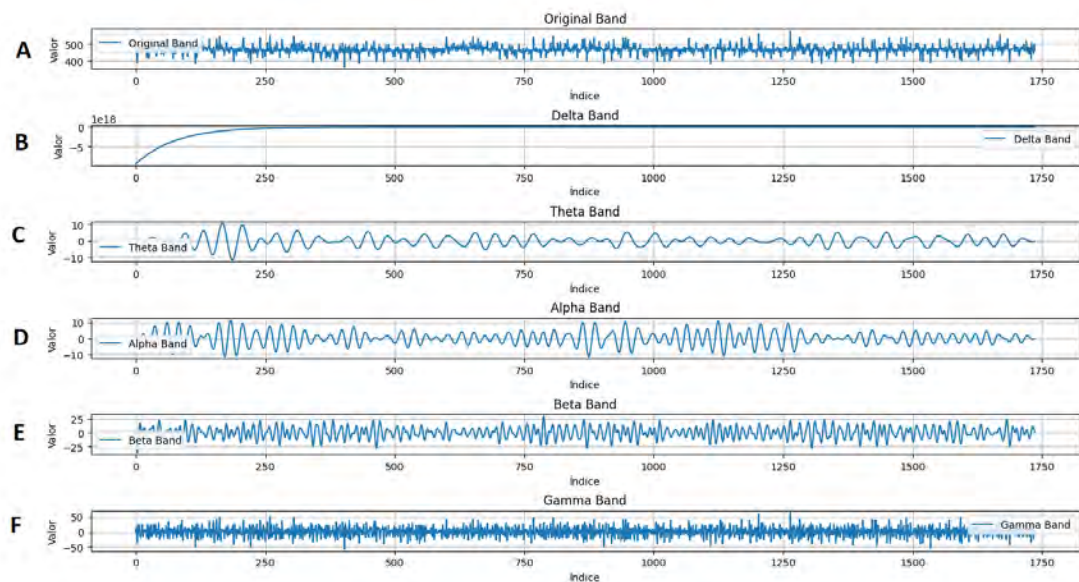


Figura 2.2: Señal EEG desglosada por banda de frecuencia. A – señal EEG original sin filtros. B – señal Delta EEG con filtro entre 0.1 y 4 Hz. C – señal Theta EEG con filtro entre 4 y 8 Hz. D – señal Alpha EEG con filtro entre 8 y 13 Hz. E – señal beta EEG con filtro entre 13 y 30 Hz. E – señal Gamma EEG con filtro entre 30 y 80 Hz. La señal original “Original Band” proviene de datos sintéticos elaborados a partir de (Goldberg et al., 2004).

Para analizar una señal de EEG, se utiliza la Transformada de Fourier, que permite descomponerla en componentes de frecuencia. Las señales resultantes se agrupan en bandas de frecuencia específicas, detalladas en la Sección 1.5.1. La Figura 2.2 muestra el desglose de la señal EEG, aplicando filtros pasabanda para cada banda.

La señal Delta, presentada en la Figura 2.2-B, comprende frecuencias entre 0.1 y 4 Hz. Este tipo de señales se asocian comúnmente a estados de sueño profundo, por lo que no se espera observarlas en un contexto de actividad cognitiva intensa como en un juego. La señal Theta, mostrada en la Figura 2.2-C, abarca frecuencias entre 4 y 8 Hz y puede estar asociada a estados de relajación o a artefactos biológicos ocasionados por otros puntos de medición.

La señal Alpha, visible en la Figura 2.2-D, se encuentra entre 8 y 13 Hz y es característica de estados de alerta relajada. Su prominencia es consistente con el nivel de concentración requerido durante la partida. Por otro lado, la señal Beta, mostrada en la Figura 2.2-E, abarca frecuencias entre 13 y 30 Hz y está vinculada con niveles altos de atención y actividad mental.

Finalmente, la señal Gamma, presentada en la Figura 2.2-F, comprende frecuencias entre 30 y 80 Hz y está relacionada con pensamientos profundos y procesos cognitivos complejos. Sin embargo, esta banda muestra un nivel elevado de ruido, particularmente debido a la interferencia de 60 Hz de la red eléctrica. Este problema limita la utilidad de la señal Gamma en análisis EEG, aunque podría mitigarse mediante el uso de un filtro "notch" que elimine esta frecuencia específica.



## CAPÍTULO 3

### DISEÑO INGENIERIL

Este capítulo detalla el diseño del circuito de medición de EEG, que consta de circuito de protección, alimentación simétrica, acondicionamiento para microcontrolador, amplificación, filtro y desarrollo de interfaz de visualización de señales EEG para 8 canales. El circuito de medición de EEG registra el EEG del usuario, lo amplifica y escala a valores reales que se muestran en el interfaz, este permite al operador elegir la frecuencia a mostrar y realizar grabaciones de hasta 24 horas.

#### 3.1 Diseño de circuito

Se ha seleccionado el electrodo 3M como sensor debido a sus propiedades no invasivas quirúrgicamente. Estos electrodos están diseñados para colocarse sobre la superficie de la piel sin necesidad de penetrarla, lo que elimina riesgos de infección o daño tisular, garantizando la comodidad y seguridad del usuario. Además, los electrodos 3M están fabricados con materiales hipoalergénicos, lo que minimiza el riesgo de irritación o reacciones alérgicas.

Su diseño asegura un buen contacto eléctrico con la piel, debido a una capa conductora y un gel adhesivo que reduce la impedancia entre el electrodo y el cuero cabelludo. Esto es crucial para captar señales de EEG de alta calidad, especialmente considerando que las amplitudes de estas señales son muy bajas, de 10 a 100  $\mu\text{V}$ . En resumen se ha

elegido este electrodo debido a su capacidad de capturar las señales de EEG sin comprometer la integridad física del usuario.

El diseño del circuito electrónico para la medición de señales EEG utiliza amplificadores operacionales (opamps). Estos ofrecen alta ganancia de voltaje, bajo nivel de ruido y estabilidad en aplicaciones de baja señal, características críticas para trabajar con señales de EEG, cuya amplitud es muy baja. Además, su capacidad para configurar filtros, amplificadores y buffers con precisión los hace ideales para el trabajo con señales de EEG.

Se ha diseñado cinco etapas para el circuito: alimentación, acondicionamiento, amplificación, filtro y envío. Cada etapa ha sido seleccionada para satisfacer los requisitos específicos de un sistema de medición de señales de EEG que se explican en los siguientes párrafos. Estas etapas permiten garantizar la integridad y calidad de las señales, además de facilitar su procesamiento y visualización.

En la primera etapa, “Alimentación”, se incluyó en el diseño porque la medición de señales de EEG requiere opamps con una alimentación simétrica para permitir la amplificación y evitar el sesgo de corriente continua. Los opamps necesitan  $\pm 9$  V para operar dentro de un rango lineal adecuado y manejar señales en microvoltios.

La segunda etapa, “Acondicionamiento”, fue considerada debido a que las señales de EEG captadas por los electrodos 3M son diferenciales y poseen amplitudes muy pequeñas. Estas señales deben acondicionarse para que sean positivas y compatibles con el rango de entrada del sistema de adquisición basado en Arduino, de 0 a 5 V. Se utilizó un circuito que desplaza las señales EEG hacia el rango positivo mediante una referencia variable.

La tercera etapa, “Amplificación”, aborda la necesidad de amplificar las señales de EEG tienen amplitudes muy bajas, de 10 a 100  $\mu$ V, y deben amplificarse para que sean distinguibles por el Arduino, cuya resolución mínima es de 4.88 mV. Se diseñó un amplificador de ganancia ajustable, ya que por cada canal se debe calibrar la ganancia.

La cuarta etapa, "Filtro", fue necesaria porque el rango de frecuencias de interés para las señales de EEG ya está establecido en la Sección 1.4.1, donde la frecuencia máxima admitida es de 80 Hz. Se diseñó un filtro pasa bajas de 100 Hz, ya que esta etapa de filtro no es la única, pues también se consideró un filtro digital, como se explica en la Sección 3.2.3.

Finalmente, la quinta etapa, denominada "Envío," es crucial, ya que permite transmitir la información procesada en las etapas previas al Arduino para su adquisición y posterior visualización. En esta etapa se implementan componentes para proteger al Arduino de posibles picos de voltaje en las señales EEG amplificadas, asegurando la integridad del microcontrolador y la fiabilidad de los datos adquiridos.

### 3.1.1 Etapa 1 - Alimentación

Se está utilizando un amplificador AD620, el cual requiere una fuente de alimentación simétrica que proporcione  $\pm 5$  V, tal como especifica su ficha técnica. En el diseño presentado, se ha implementado una fuente simétrica basada en un divisor de tensión con regulación activa. La salida simétrica se obtiene entre los terminales 1 y 3 del conector J2 en la Figura 3.1, garantizando el mismo valor de tensión en magnitud, pero con polaridades opuestas.

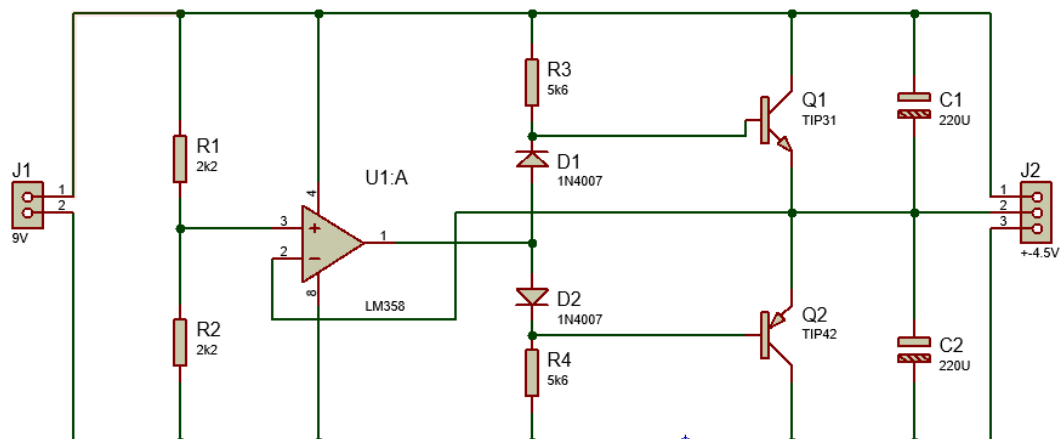


Figura 3.1: Primera etapa, circuito de alimentación simétrica realizado en Proteus adaptado de Vallejo y Aria (2022).

El diseño utiliza un amplificador operacional LM358 configurado como seguidor de voltaje para estabilizar la tensión en cada rama de la fuente. Además, los transistores Q1-TIP31 y Q2-TIP42 permiten manejar corrientes más altas, mientras que los diodos D1 y D2 protegen contra picos de corriente inversa. Los capacitores C1 y C2 aseguran la filtración adecuada para eliminar ruidos en la salida.

La referencia de voltaje que ingresa al seguidor de voltaje proviene de un divisor de tensión. Para garantizar que la salida sea simétrica, es necesario que esta referencia sea exactamente la mitad del voltaje de entrada. Esto se logra cuando  $R_1$  y  $R_2$  tienen el mismo valor, tal como se demuestra en la Ecuación 3.1:

$$V_{ref1} = V_{cc} \frac{R_1}{R_1 + R_2}, \text{ si: } R_1 = R_2 \rightarrow V_{ref} = \frac{V_{in}}{2} \quad (3.1)$$

Donde:

$V_{ref1}$ : Voltaje de referencia, en voltios (V).

$V_{cc}$ : Voltaje de entrada, en voltios (V).

$R_1, R_2$ : Resistencias, en ohmios ( $\Omega$ ).

### 3.1.2 Etapa 2 - Acondicionamiento

La señal de EEG es una señal alterna de baja amplitud que contiene tanto componentes positivas como negativas. Para que pueda ser procesada correctamente por un Arduino, es necesario que toda la señal se encuentre dentro del rango de 0 a 5 voltios, que corresponde al rango de entrada del conversor analógico-digital (ADC) del microcontrolador. Esto se logra mediante un desplazamiento del nivel de referencia de la señal hacia el rango positivo, utilizando el circuito mostrado en la Figura 3.2.

El circuito utiliza un amplificador operacional LM358 en configuración de seguidor de voltaje para aislar la señal, estableciendo un nuevo nivel de referencia en función de una tensión generada por un divisor resistivo  $R_2, R_3$ , ajustable mediante el potenciómetro  $RV_1$ .

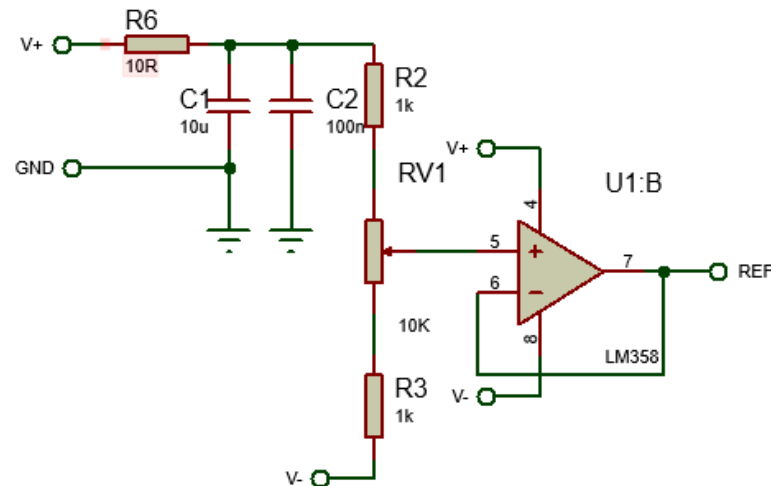


Figura 3.2: Segunda etapa, circuito de acondicionamiento realizado en Proteus adaptado de Vallejo y Aria (2022).

El divisor resistivo  $R_2$ ,  $R_3$ ,  $RV_1$ , genera una tensión de referencia  $V_{ref2}$  que se establece como el nivel de referencia para el amplificador operacional. La tensión de referencia está dada por la Ecuación 3.2.

$$V_{ref2} = V^+ \frac{R_3 + RV_1}{R_2 + R_3 + RV_1} \quad (3.2)$$

Donde:

$V_{ref2}$ : Voltaje de referencia de acondicionamiento (señal que ingresa al pin 5 del opamp), en voltios (V).

$V^+$ : Voltaje de alimentación del opamp, en voltios (V).

$R_2, R_3, RV_1$ : Resistencias del divisor resistivo y del potenciómetro, en ohmios ( $\Omega$ ).

El opamp está configurado como seguidor; por lo tanto el voltaje en la salida es el voltaje de referencia  $V_{ref2} = V_{REF}$ . Al ajustar  $RV_1$ , es posible modificar  $V_{ref2}$  lo que permite alinear la señal al rango deseado de 0 a 5 voltios; además de que permite calibración física, pues cada canal devolverá una amplitud diferente.

### 3.1.3 Etapa 3 - Amplificación

El análisis para un canal, la salida del circuito de alimentación está conectada a V+ y V- del amplificador. Debido a la compensación de CC que puede ocurrir debido a los potenciales de media celda, las señales de entrada tienen una resistencia de 1 kΩ para reducir levemente la impedancia de entrada del amplificador, la ganancia en cada canal es distinta, pues la diferencia de potencial depende de la posición de los electrodos, por ello es necesario calibrar la ganancia con una resistencia ajustable de 100 kΩ, la ganancia con la Ecuación 3.3, asimismo, el circuito solo de amplificación con AD620 se presenta en la Figura 3.3.

$$G = 1 + \frac{49.4 \text{ k}\Omega}{RV2} \quad (3.3)$$

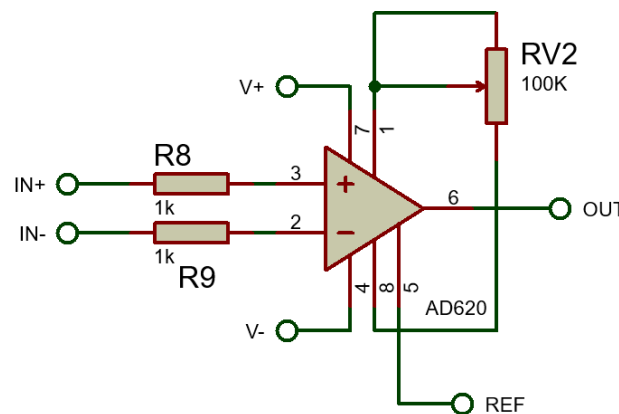


Figura 3.3: Tercera etapa, amplificación de señal EEG para 1 canal realizado en Proteus adaptado de Vallejo y Aria (2022).

El desplazamiento de la señal hacia el positivo se da porque la señal de entrada alterna  $V_{in}$  se suma con la tensión de referencia  $V_{REF}$  obtenida en la Ecuación 3.2. La salida del amplificador operacional  $V_{out}$  se muestra en la Ecuación 3.4.

$$V_{out} = \left(1 + \frac{R_f}{R_{in}}\right) V_{in} + V_{REF} \quad (3.4)$$

La amplificación se llevará a cabo en 8 canales, los cuales comparten la misma fuente de alimentación. Para evitar que la señal de salida del AD620 se vea afectada por

fluctuaciones de voltaje debido a la fuente de alimentación o a la interacción entre los canales, se incorporará un seguidor de voltaje. Este seguidor aislará el amplificador y garantizará que la salida  $V_{out}$  mantenga la ganancia calculada previamente. Así, la salida amplificada se tomará de la salida del opamp LM358. El circuito detallado se presenta en la Figura 3.4.

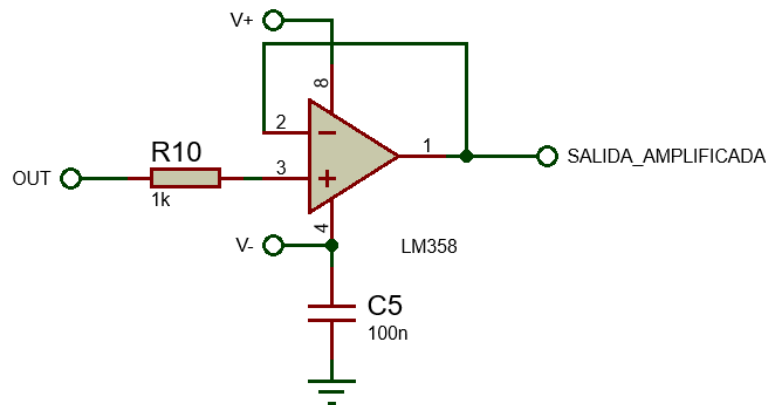


Figura 3.4: Tercera etapa, aislamiento de señal amplificada para 1 canal realizado en Proteus adaptado de Vallejo y Aria (2022).

El circuito de amplificación presentado en las Figuras 3.3 y 3.4 se deben replicar para los 8 canales, el circuito es el mismo. El electrodo conectado a la entrada inversora del amplificador se unifica para todos los canales, y el electrodo conectado a GND también se unifica para todos los canales, por lo tanto, en esta forma de medición unipolar, se necesita 10 electrodos para los 8 canales. En la Figura 3.5 se presenta el circuito de amplificación unificado.

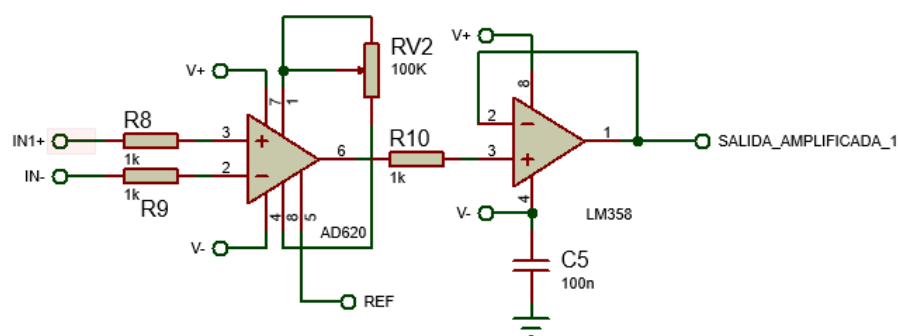


Figura 3.5: Tercera etapa, circuito de amplificación de señal EEG para 8 canales realizado en Proteus adaptado de Vallejo y Aria (2022).

### 3.1.4 Etapa 4 - Filtro

Este proyecto utiliza un filtro digital para las bandas de frecuencia, explicado en la Sección 2.5 y 3.2.3; adicionalmente se añade en la salida de la amplificación un filtro pasa bajas de 100 Hz, con la intención de que las señales registradas por Arduino, sean provenientes del cerebro y no ruidos ocasionados por elementos físicos del entorno, o por artefactos biológicos como el ojo u otros. El filtro referencial para el diseño de la etapa de filtrado se presenta en la Figura 3.6.

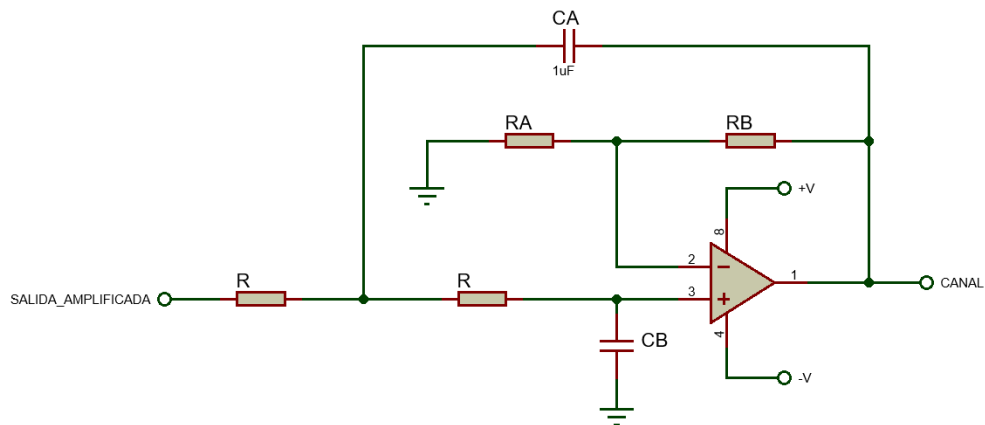


Figura 3.6: Diseño base de filtro de segundo orden pasa bajas de Sallen – Key obtenido y adaptado en Proteus de Vallejo y Aria (2022).

Se utiliza un filtro activo para garantizar el aislamiento de la señal amplificada obtenida en la sección anterior. Además, se emplea un filtro de segundo orden para mejorar la atenuación. Aunque un filtro de mayor orden proporcionaría un mejor resultado, no es necesario en este caso, ya que la señal filtrada que ingresa al Arduino se someterá posteriormente a un filtrado digital por banda de frecuencia. Por lo tanto, no se requiere una atenuación perfecta.

Finalmente, se ha optado por el filtro de Sallen-Key, debido a que la referencia utilizada en el amplificador operacional tiene poca relevancia en el rendimiento del filtro, lo que permite omitir el uso del pin de referencia. Este filtro también fue elegido por su simplicidad en términos de conexión y por la cantidad reducida de componentes necesarios.

Los valores de las resistencias y capacitancias se obtienen a partir de la solución del modelo matemático que relaciona el voltaje de salida  $v_o$ , denominado “CANAL”, y el voltaje de entrada  $v_i$ , denominado “SALIDA\_AMPLIFICADA”, como se muestra en la Figura 3.6. La función de transferencia de esta relación se presenta en la Ecuación 3.5.

$$\frac{v_o}{v_i}(s) = \frac{\left(1 + \frac{R_A}{R_B}\right) \frac{1}{C_A C_B R^2}}{s^2 + s \left(\frac{2}{RC_A} - \frac{R_B}{RC_B R_A}\right) + \frac{1}{C_A C_B R^2}} \quad (3.5)$$

Donde:

$v_o$ : Voltaje de salida, señal de un canal.

$v_i$ : Voltaje de entrada, señal amplificada sin aislamiento.

$R_A, R_B, R$ : Resistencias en ohmios.

$C_A, C_B$ : Capacitores cerámicos.

La solución comienza con una aproximación que garantiza la existencia de polos complejos, dado que la lectura de señales EEG depende críticamente de la frecuencia. Por ello, es fundamental que el filtro preserve el voltaje de la señal en la banda de frecuencia correspondiente. Se utiliza la aproximación de Tschebyscheff, ya que cumple con este requisito al generar transiciones abruptas entre las bandas de paso y rechazo. Aunque estas transiciones abruptas pueden ser un inconveniente en ciertos contextos, no representan un problema significativo mientras las ondas de EEG no se desnaturalicen.

Esta aproximación introduce el factor de calidad  $Q$ , que representa la relación entre la frecuencia central del filtro y su ancho de banda, y el factor de escalamiento  $m$ , que depende de  $Q$  y la ganancia del sistema  $G$ . El valor de  $m$ , se calcula según la Ecuación 3.6: ajusta las componentes del circuito para garantizar la respuesta deseada, mientras  $Q$  controla la selectividad del filtro, y  $G$  determina la ganancia en la banda de paso.

$$m = \frac{1 + \sqrt{1 + 8Q^2(G - 1)}}{4Q} \quad (3.6)$$

Donde:

$Q$ : Factor de calidad, adimensional.

$G$ : Ganancia del filtro, adimensional.

$m$ : Factor de escalamiento, adimensional.

En la Sección 3.1.3 se hizo la amplificación de la señal, por lo tanto, en esta etapa la ganancia en el opamp debe ser 1, de esta forma el factor de escalamiento se reduce según se muestra en la Ecuación 3.7.

$$m = \frac{1}{4Q} \quad (3.7)$$

El factor  $m$  se utiliza exclusivamente para escalar el valor de las resistencias y de los capacitores, el capacitor  $C_B$  se determina mediante la Ecuación 3.8, configurando previamente el valor del capacitor  $C_A$  según las necesidades del diseño.

$$C_B = m^2 C_A \quad (3.8)$$

El cálculo de la resistencia  $R$  se hace con el valor de  $C_A$ , la constante  $k$  de la aproximación de Tschebyscheff, la frecuencia de corte  $f_c$  y el factor de escalamiento  $m$ . Estos parámetros permiten determinar  $R$  mediante la Ecuación 3.9.

$$R = \frac{1}{2\pi k f_c m C_A} \quad (3.9)$$

La resistencia  $R_A$  y  $R_B$  dependen de la resistencia  $R$  y de la ganancia  $G$ , las soluciones de ambas se presentan en la Ecuación 3.10 y Ecuación 3.11 respectivamente.

$$R_A = \frac{2GR}{G-1} \quad (3.10)$$

$$R_B = 2GR \quad (3.11)$$

En la Ecuación 3.10 se obtiene una división entre 0, entonces:  $R_A \approx \infty$ , físicamente es una resistencia muy grande, entonces se dejó libre para que esa resistencia infinita sea reemplazada por el aire.

Se consideró la aproximación de Tschebyscheff a 0.01 db, una frecuencia de corte de 100 Hz., la ganancia G de 1 y el capacitor  $C = 2\mu\text{F}$ , reemplazando estos datos en las Ecuaciones 3.6 a 3.11 redondeando a valores comerciales se planteó el diseño del circuito amplificador presentado en la Figura 3.7.

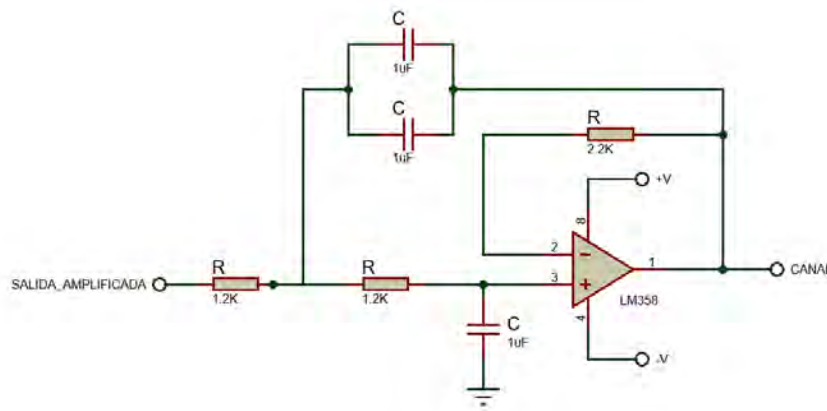


Figura 3.7: Cuarta etapa, filtro de segundo orden Sallen – Key pasa bajas de 100 Hz., realizado en Proteus.

### 3.1.5 Etapa 5 - Envío

La última etapa del diseño electrónico se centra en el envío de datos, específicamente en la transmisión de señales EEG al Arduino. En total, se utilizan 10 electrodos distribuidos en 8 canales. Cada canal se conecta a una entrada analógica del microcontrolador. Es importante que el Arduino sea capaz de recibir y enviar información de estos 8 canales en breves lapsos de tiempo.

Para cumplir con este requisito, se ha utilizado un Arduino Mega, que tiene al menos 8 pines analógicos y una capacidad de rapidez adecuada para la lectura y transmisión de datos en milisegundos.

El circuito de amplificación está diseñado para no exceder los 5 voltios en la salida, con un máximo de 3 voltios. Sin embargo, se ha considerado la posibilidad de un aumento en la ganancia debido a desperfectos en la resistencia u otros componentes. Para proteger el Arduino, se ha instalado un limitador de voltaje de 5.1 V. Este limitador asegura que la señal EEG se atenúe sin dañar el microcontrolador ni afectar

la lectura. Además, cada canal tiene un circuito aislado para evitar que una falla afecte a otros canales. El circuito de conexión del Arduino se muestra en la Figura 3.8.

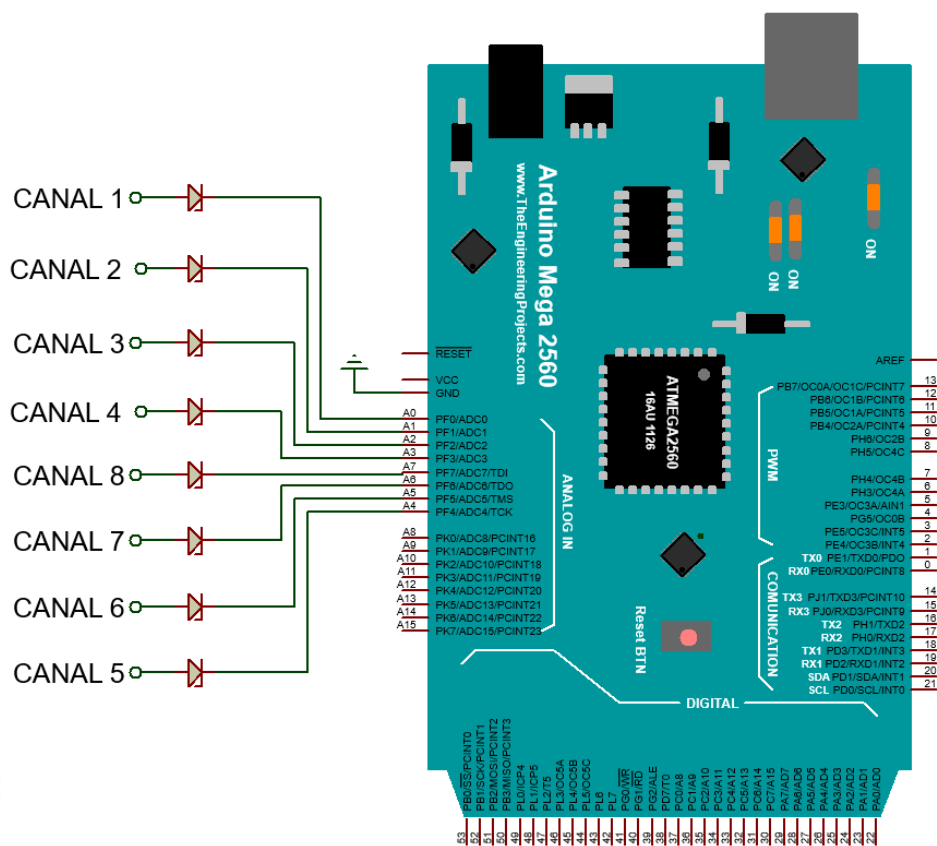


Figura 3.8: Quinta etapa, envío de señal EEG al Arduino Mega realizado en Proteus.

### 3.2 Visualización de señales EEG

Las señales de EEG ya están disponibles como los datos que ingresan al Arduino. Sin embargo, estos datos por sí solos no son suficientes para su análisis. El personal médico necesita ver las señales en forma de gráficas, donde cada muestra representa un momento específico en el tiempo. Por ello, se desarrolló una interfaz gráfica que permite al personal médico interactuar con el sistema de la electroencefalografía.

El desarrollo de esta interfaz consta de cuatro etapas clave: primero, el registro de los datos desde el Arduino; luego, la lectura de los datos desde Python a través del puerto serial; después, el filtro digital según la banda de frecuencia; y finalmente, el almacenamiento y la visualización de las señales EEG.

### 3.2.1 Etapa 1 - Registro de datos y envío al puerto serial

El Arduino actúa como un intermediario entre la placa electrónica y la interfaz gráfica. Su función principal es leer la señal EEG y enviarla a la interfaz para su procesamiento. El programa en Arduino comienza creando un arreglo (array) de 8 elementos, uno para cada canal. Se utiliza un array para aprovechar los bucles definidos, lo que hace el código más legible y rápido.

El canal de comunicación se abre mediante el puerto serial a una velocidad de 115200 baudios. Este valor elevado se seleccionó para garantizar una transferencia rápida de datos, dado que la señal EEG es analógica y presenta una gran cantidad de variaciones continuas dentro de su rango de voltajes. En la práctica, esta señal se digitaliza con una resolución finita y se muestrea a una frecuencia definida, lo que hace necesaria una alta velocidad de transmisión para graficar los datos con mayor detalle.

El tiempo de muestreo es de 10 milisegundos. En cada ciclo, se lee el valor de cada pin analógico y se almacena el dato de la señal. Luego, Arduino envía esta información a Python en formato de cadena, utilizando el formato JSON. Este formato es fácil de leer y no tiene encriptación ni ningún otro proceso que pueda dificultar la lectura desde Python.

En la Figura 3.9-A se muestra qué datos lee Arduino por cada canal. En la Figura 3.9-B se presenta la estructura del array si fuera impresa en el puerto serial. Finalmente, en la Figura 3.9-C se visualizan las señales EEG tal como se envían por el puerto serial.

A)		B)	
Canal	Valor	Array Arduino	
Canal 1	692	692 571 680 452 551 736 593 629	
Canal 2	571		
Canal 3	680		
Canal 4	452		
Canal 5	551		
Canal 6	736		
Canal 7	593		
Canal 8	629		

C)	
Cadena JSON	
[692,571,680,452,551,736,593,629]	

Figura 3.9: Ejemplo de datos EEG de 8 canales en 1 instante de tiempo. A) Lectura de Arduino por canal. B) Almacenamiento de dato en array de Arduino. C) Conversión a formato JSON.

El proceso resumido de la primera etapa, con códigos representativos de Arduino se presentan en el diagrama de flujo de la Figura 3.10.

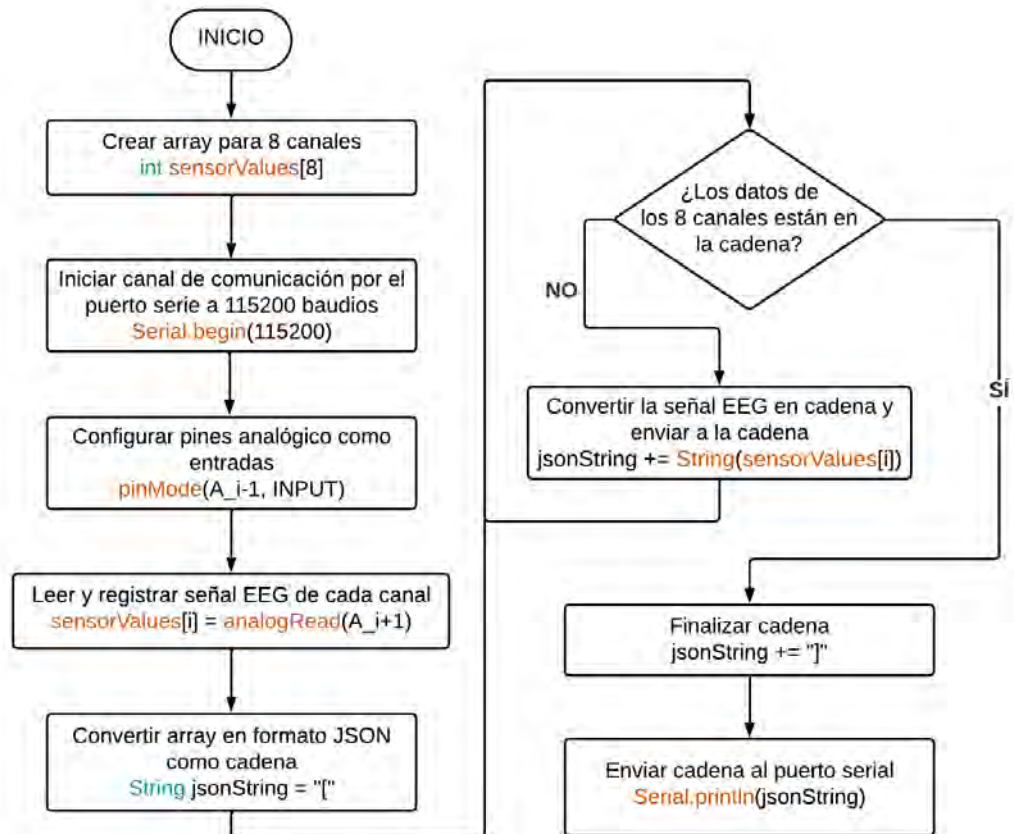


Figura 3.10: Primera etapa, diagrama de flujo de registro de datos y envío en formato JSON a puerto serial para 8 canales, realizado en LucidChart.

### 3.2.2 Etapa 2 – Lectura de datos desde Python

El desarrollo de esta etapa se realizó en Python, utilizando diversas librerías: *serial* para abrir el puerto *serial*, *tkinter* para la interfaz gráfica, *matplotlib* para los gráficos, *threading* para la programación paralela, *scipy* para la transformada de Fourier, *csv* para guardar los datos en formato *.csv*, y *numpy* para manejar arrays.

Se creó un único objeto de interfaz llamado *ArduinoVisualizer* con 21 métodos, de los cuales, la mayoría serán mencionado a lo largo del diseño de la interfaz; en la lectura de datos se empieza en el método constructor y de inicialización, este contiene 11 variables, en las que se asigna: el nombre del interfaz, “Visualizador de señales”; tamaño de 1200 x 800 píxeles, el cual es adaptable; frecuencia de muestreo; calibración

en el eje Y de la gráfica y otros. La primera parte de la segunda etapa se resume en la Figura 3.11.

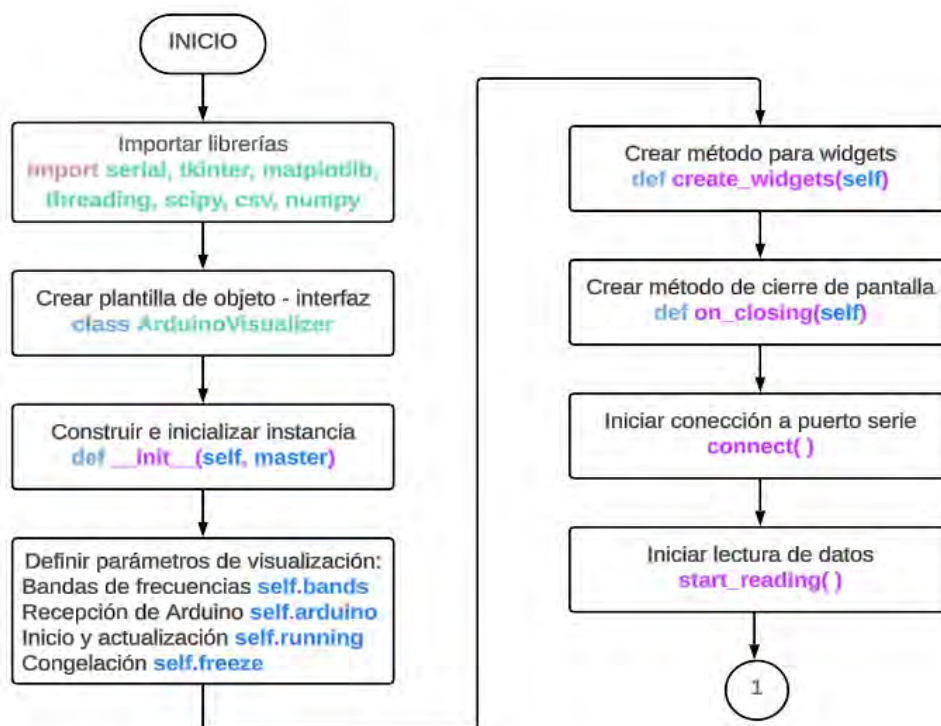


Figura 3.11: Segunda etapa, diagrama de flujo de inicialización de lectura de datos a través del puerto serial, realizado en LucidChart.

Se detallan 4 de las 11 variables del método `__init__`: las bandas de frecuencia, que permiten al usuario elegir el tipo de onda a visualizar, más detalles en la Sección 3.2.3; la recepción de datos de Arduino, configurada según el puerto y la velocidad de transmisión; el inicio y actualización, que inician y actualizan las gráficas cuando los parámetros cambian; y la congelación, que pausa la transferencia de datos.

El interfaz se implementó con widgets interactivos como botones, menús y gráficas. Contiene dos ventanas: la primera muestra las gráficas de las señales EEG y la segunda permite configurar los parámetros iniciales. Al cerrar, el método de destrucción finaliza la lectura del puerto serial y elimina el objeto asociado.

La salida de la Figura 3.11 se genera al abrir el puerto serial y empezar la lectura. Luego, se inicia un hilo para esta tarea. En todo momento, se verifica que la variable `self.running` esté activada. Si se desactiva, la lectura se pausa y el programa termina.

En caso de falla en la comunicación, el programa procesa la línea del puerto serial, separando los 8 datos; si no se reciben correctamente, se genera un error de parseo y se finaliza el programa. Este proceso está ilustrado en la Figura 3.12.

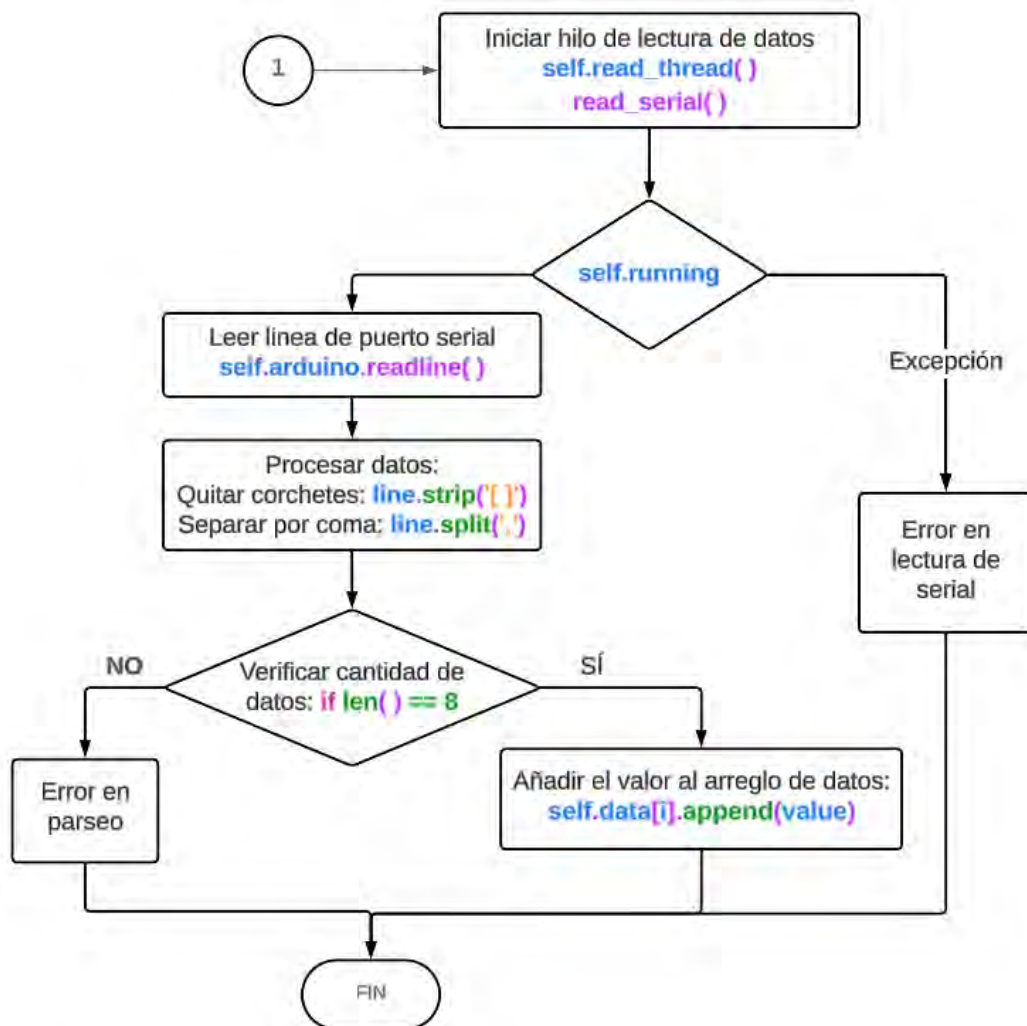


Figura 3.12: Segunda etapa, diagrama de flujo de lectura y almacenamiento de datos en array, realizado en LucidChart.

La corroboración de `self.running` se hace en todo momento, por lo tanto se puede entender como una condición antes y después de cada bloque de ejecución, o en su defecto como un programa en paralelo durante toda la ejecución del sketch, no es necesario hacer un hilo nuevo para esta parte, se puede simplificar con un bucle indefinido, cuyo valor por defecto es `True`.

### 3.2.3 Etapa 3 – Filtro digital

Esta etapa complementa el filtro electrónico elaborado en la Sección 3.1.4. El objetivo es realizar un filtro digital en función a las bandas de frecuencia que el usuario elija, el algoritmo funciona para un mínimo de 33 valores, empezando por una transformada de Fourier, seguido de un filtro pasa banda y un filtro Butterworth. El resumen del proceso se presenta en la Figura 3.13.

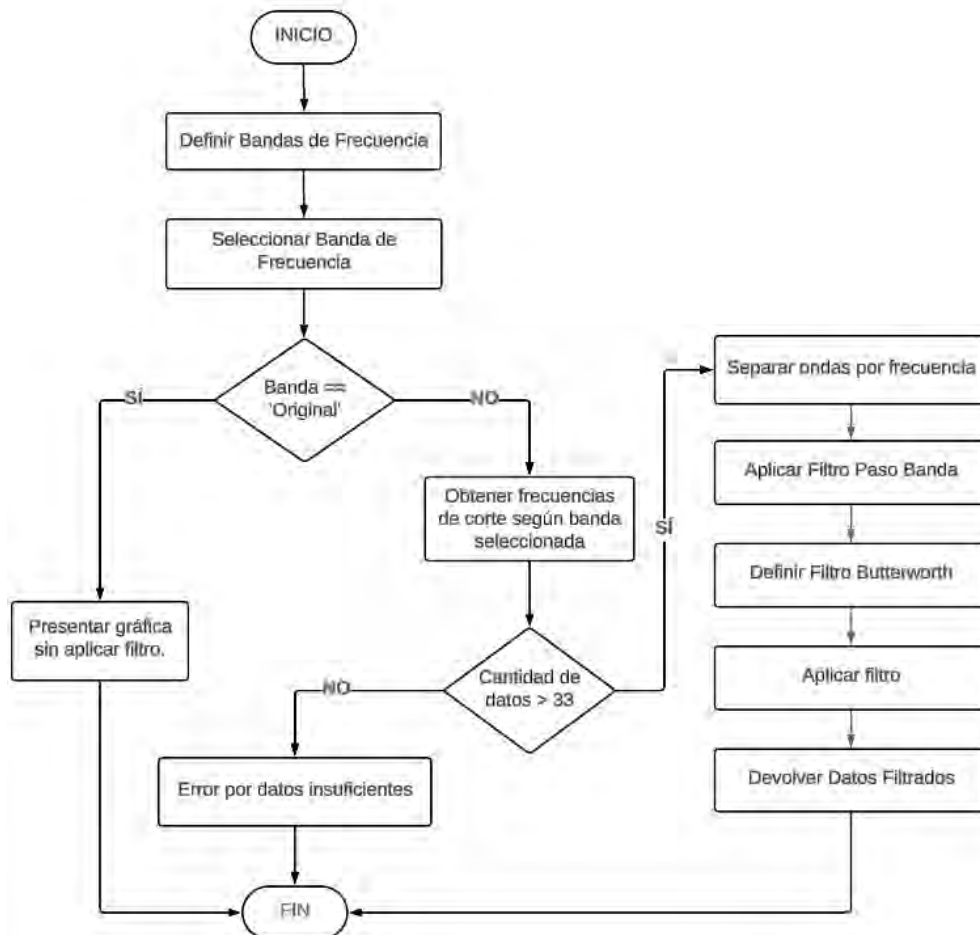


Figura 3.13: Tercera etapa, filtro digital según banda de frecuencia, realizado en LucidChart.

La etapa de filtro comienza con la definición de las bandas de frecuencia, como se describe en la Sección 1.5.1. Este proceso es flexible, ya que el personal médico puede ajustar los valores del filtro fácilmente modificando el código. Luego, se solicita al usuario seleccionar la banda de frecuencia. El valor por defecto es “Original”, lo que significa que no se aplica filtro digital, solo el filtro electrónico pasa bajas de 100 Hz.

Si se selecciona otra banda, el programa obtiene los valores de frecuencia mínima y máxima y comienza el proceso de filtrado, pero solo si hay al menos 33 valores. Esto

implica que el programa debe recolectar datos durante aproximadamente 1 segundo antes de iniciar el filtro. Si no se cumple este requisito, el programa se detiene y solicita al usuario actualizar para reiniciar el proceso.

El proceso de filtrado digital comienza aplicando la transformada rápida de Fourier, debido a que la data es extensa y la gráfica debe actualizarse durante la recolección. El resultado de este proceso es la separación de las señales por frecuencias, considerando únicamente el rango de 0 a 100 Hz. Cualquier valor fuera de este rango se desecha. Luego, se aplica un filtro pasa banda, cuyo corte se realiza utilizando el método de Butterworth, ya que este mantiene el valor original de la señal en la medida de lo posible.

Este enfoque no requiere protección adicional de los valores según su frecuencia, ya que, en este punto, los valores ya han sido separados por sus rangos de frecuencia.

#### **3.2.4 Etapa 4 –Visualización y Almacenamiento**

En esta etapa se desarrolla la lógica para la visualización de las distintas fases del sistema. La Figura 3.14 muestra el diagrama de flujo general, donde las tres primeras etapas son mencionadas pero no detalladas. Al crear los widgets, se inicializan las dos pestañas: la primera es de visualización, donde los gráficos aparecen en blanco hasta que comienza la toma de datos, y la segunda es de configuración, que comienza con los valores predeterminados de tasa de baudios, calibración del eje Y, frecuencia de muestreo y banda de frecuencia. Una vez configurados los valores, se inicia la toma de datos y las gráficas se actualizan inmediatamente.

Durante la visualización, el usuario puede guardar los datos seleccionando el tiempo de grabación. Al finalizar, se abre el explorador de archivos para asignar un nombre y ubicación al archivo .csv. También puede congelar la gráfica para revisión o captura de imagen, en cuyo caso la toma de datos se detiene. Las imágenes se guardan en formato .png, y los tipos de archivos son modificables según los requerimientos del personal médico.

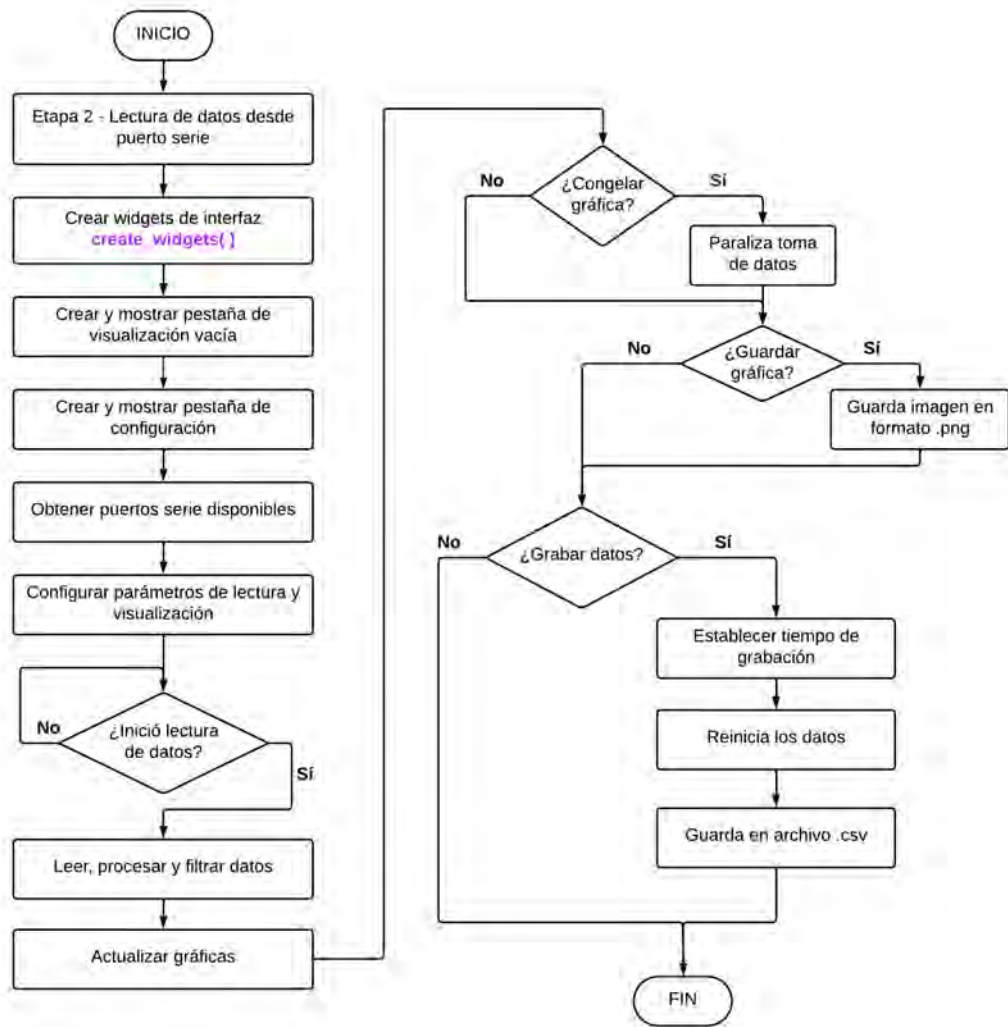


Figura 3.14: Cuarta etapa, diagrama de flujo general del interfaz, visualización y grabado de datos, realizado en LucidChart.

## CAPÍTULO 4

### IMPLEMENTACIÓN Y RESULTADOS

En el presente capítulo se describe los resultados obtenidos el proceso de implementación, cubriendo aspectos electrónicos, mecánicos e interfaz gráfica, según el diseño detallado en el Capítulo 3. También presenta la discusión de resultados.

El sistema mecatrónico para medición de señal EEG consta de 3 dominios. Dominio Electrónico, en el cual se desarrolló una placa electrónica de adquisición de señales EEG desde Arduino Mega, la cual se diseñó en la Sección 3.1. El dominio interfaz gráfica, comprende un programa realizado en Python que es ejecutable en cualquier ordenador, este fue diseñado en la Sección 3.2, solo requiere la ejecución de un archivo .exe, con un tiempo promedio de instalación inferior a 10 segundos. Finalmente, en el dominio mecánico, se desarrolló un sujetador para los electrodos, adaptado según las necesidades identificadas durante la implementación y las pruebas del sistema.

#### 4.1 Dominio electrónico

La implementación del sistema de medición de electroencefalografía comenzó con el diseño de la placa de circuito impreso (PCB). Debido a la alta densidad de pistas y componentes, se optó por un diseño a doble cara, seleccionando el plano de tierra como referencia común. Esta decisión se basó en la necesidad de minimizar el ruido electromagnético, aunque incrementa la complejidad del proceso de fabricación. En la

Figura 4.1 se presenta el diseño final de la PCB a doble cara, con dimensiones de 15 x 15 cm.

Para la fabricación de la PCB, se utilizó soldadura blanda basada en estaño, lo que asegura la estabilidad y confiabilidad de las conexiones. En el caso de los componentes que no requerían soldadura directa, como los electrodos, se optó por borneras de 2.54 mm, adecuadas para su integración en la placa. Asimismo, los circuitos integrados y módulos fueron montados utilizando espadines hembra y bases de soporte de 8 pines, lo cual facilita su reemplazo y mantenimiento. El conector de alimentación, fue diseñado como un jack hembra para PCB de 2.5 mm.

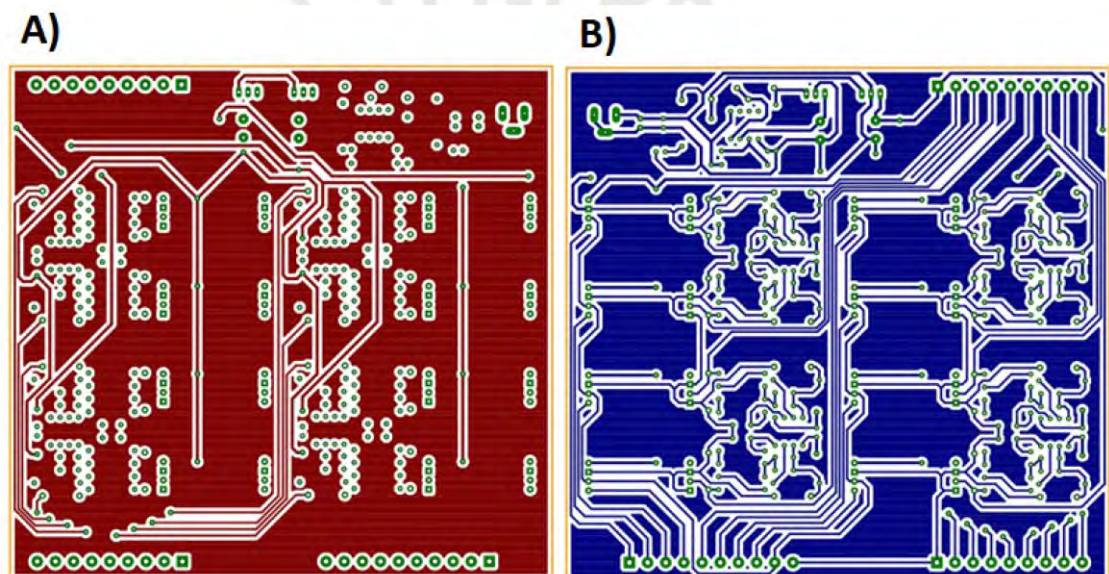


Figura 4.1: PCB de circuito de adquisición de señal EEG para 8 canales, tamaño de 15 x 15 cm, realizado en Eagle. A) Vista superior. B) vista inferior.

El proceso de fabricación de la placa de circuito impreso se llevó a cabo utilizando el método de planchado, un procedimiento tradicional que garantiza la transferencia de patrones a la superficie de la placa. El primer paso consistió en medir y acondicionar la placa al tamaño adecuado, tal como se muestra en la Figura 4.2.

A continuación, se limpió la placa para eliminar cualquier impureza o imperfección que pudiera interferir con la calidad de la transferencia del patrón, como se detalla en la Figura 4.2-B. La impresión del patrón de la PCB se realizó utilizando tinta láser sobre papel cuché, un material de alta resolución que garantiza la precisión de las líneas del circuito. Este papel se adhirió firmemente a la superficie de la placa, como se

observa en las Figuras 4.2-D y 4.2-E. La complejidad de esta etapa radica principalmente en la elección del tipo de papel y tinta, para lograr una transferencia nítida y duradera, evitando cualquier distorsión en las rutas conductoras.

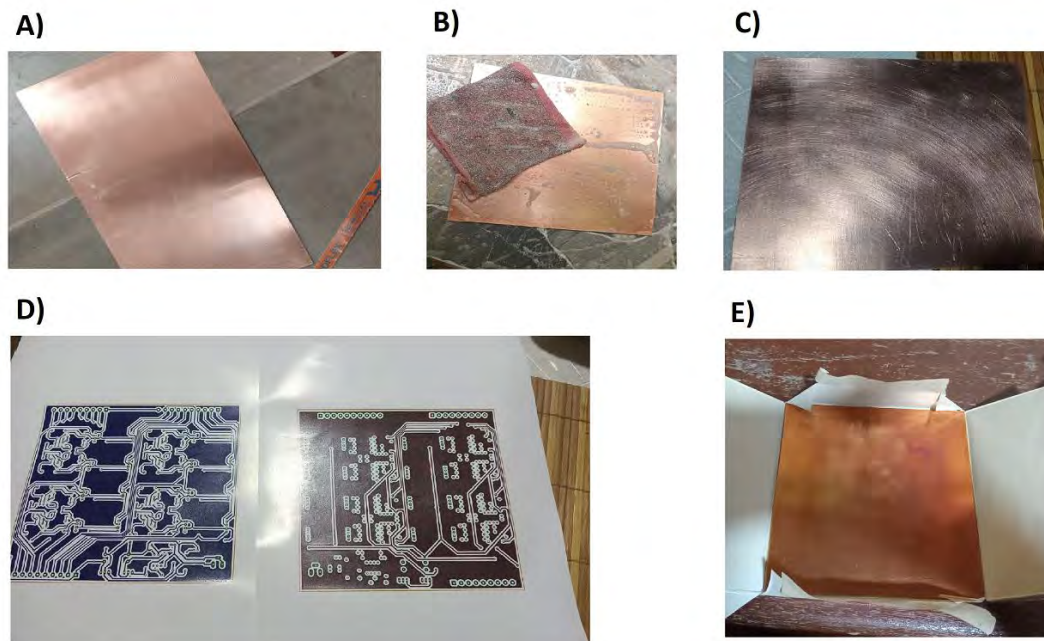


Figura 4.2: Acondicionamiento de baquelita y pegado de papel cuché. A) tamaño original de placa en proceso de corte. B) Limpieza de placa con esponja de metal. C) Placa pulida terminada. D) Impresión láser de PCB en papel cuché. E) Pegado de placa y papel cuché.

El siguiente paso del proceso consistió en transferir la tinta del papel cuché a la placa de circuito impreso. Este proceso permite la creación de las rutas conductoras en la placa, asegurando una conexión precisa entre los componentes. En la Figura 4.3 se ilustran algunas partes clave de este procedimiento, donde se destaca la transferencia de la imagen del patrón hacia la superficie de la placa mediante el calor y presión controlada. Durante esta fase, no se presentaron inconvenientes adicionales a los ya mencionados previamente.

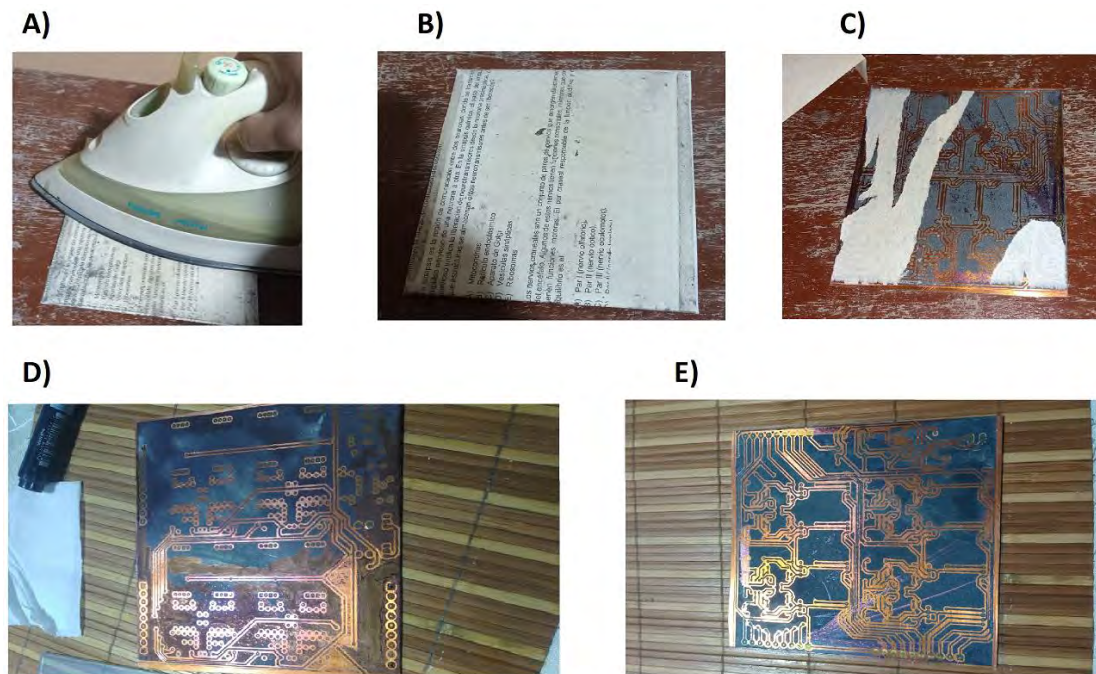


Figura 4.3: Transferencia de tinta a la placa. A) Planchado directo sobre la placa. B) Fin de proceso de planchado. C) Retirar papel cuché de la placa. D) Cara frontal de la placa después del planchado. E) Cara inferior de la placa después del planchado.

La transferencia de la tinta a la placa se hizo utilizando una plancha doméstica, se aprovecha las propiedades de la tinta y del papel en este proceso, pues la impresión en láser en un papel fotográfico o de poca adherencia es análogo al proceso de protección de metales por recubrimiento metálico, cuando es acercado a altas temperaturas el recubrimiento, en este caso la tinta, intenta derretirse despejándose del papel, esta intento es aprovechado por el cobre que tiene una alta adherencia y es así que la tinta se transfiere del papel a la placa. El proceso de planchado fu de 20 a 25 minutos por cada lado de la placa.

Una vez completada la transferencia, se procedió a la eliminación de restos de papel de la placa, se utilizó ácido férrico y el resultado de la eliminación se presenta en la Figura 4.4 – A, seguidamente, se utilizó un mini taladro para liberar los agujeros en los cuales se conectarán los componentes electrónicos mediante soldadura, en la Figura 4.4 – B y 4.4 – C se presenta en ejemplo cómo se hizo los agujeros y en la Figura 4.4 – D la placa terminada, lista para el proceso de soldadura.

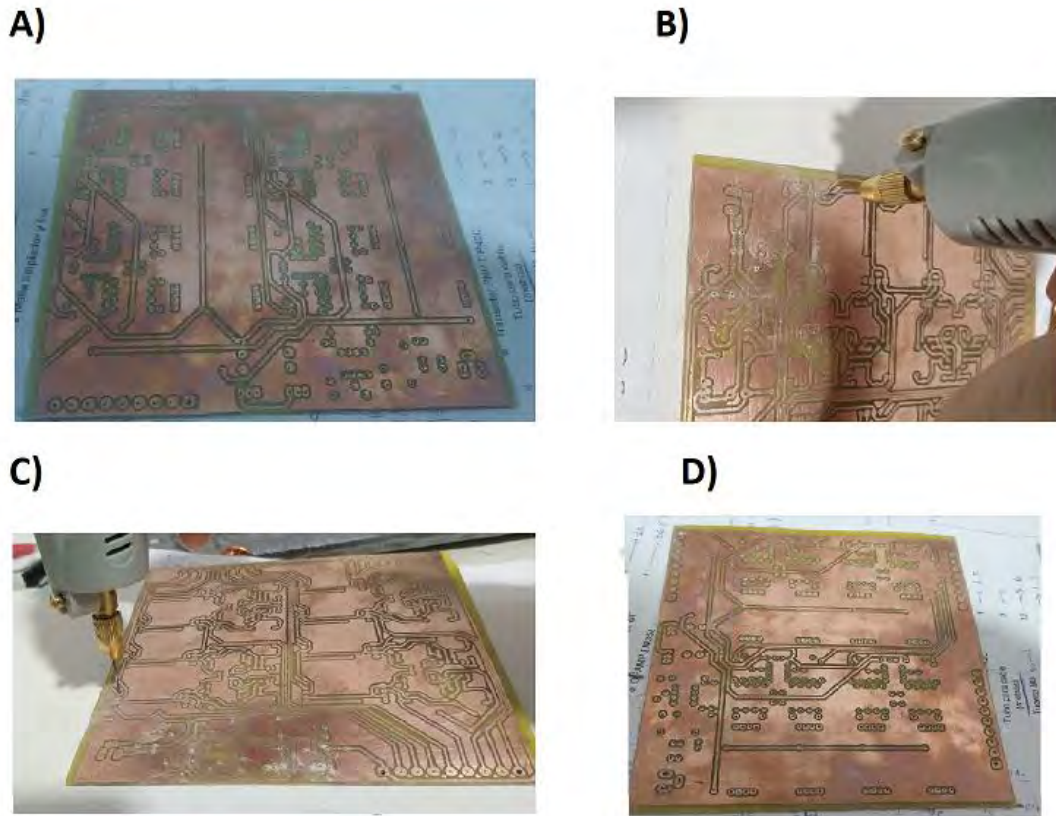


Figura 4.4: Preparación para proceso de soldadura. A) Placa sin residuos de papel después de pasar por ácido férrico. B) Realizando los primeros agujeros a la placa. C) Vista general durante el uso del mini taladro. D) Placa terminada lista para proceso de soldadura.

El proceso de hacer los agujeros a la placa merece especial cuidado, cuando la placa es a doble cara, pues por este método, cabe la posibilidad de haber fallado en el posicionamiento, ya que las menores desviaciones podrían ocasionar daños en la pista, en la elaboración no se presentó inconvenientes, por lo que la placa no presenta fallos.

La soldadura se realizó utilizando cautín y estaño, este proceso suele ser tedioso, debido a que las pistas de la placa se levantan por exceso de calor o si la punta del cautín es muy gruesa, ocasiona daños a las pistas o extiende el estaño a otros puntos. En la Figura 4.5 – A se muestra levemente un levantamiento de pista, el cual se solucionó, sin embargo, daña la estética de la placa, en las Figuras 4.5 – B y 4.5 – C se muestra la placa avanzada con solo algunos componentes faltantes para soldar.

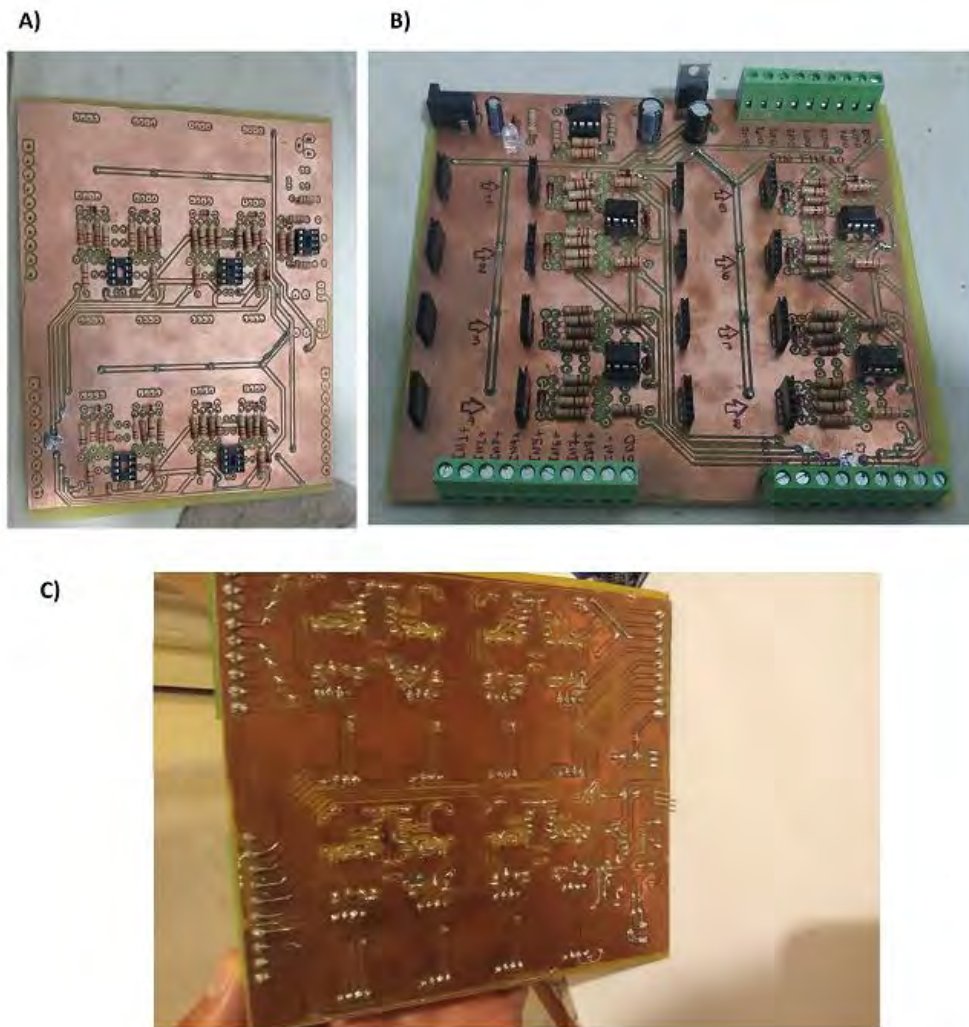


Figura 4.5: Soldadura de componentes. A) Imperfecto a causa de levantamiento de pista en la placa. B) Etapa de amplificación terminada, procesos cerca de finalización. C) Parte inferior de la placa

Al concluir la construcción de la placa, los principales inconvenientes surgieron durante la etapa de soldadura. En total, tres pistas experimentaron levantamientos, y una conexión no se completó correctamente, quedando discontinua. Estos problemas fueron ocasionados, principalmente, por el manejo de temperatura durante la soldadura y la complejidad inherente al tamaño de la placa.

En las pistas dañadas se empleó puentes de conexión pequeños, los cuales no solo restauraron la funcionalidad de las rutas conductoras, sino que también preservaron la integridad estética de la placa. La placa finalizada se muestra en la Figura 4.6, donde se observa la disposición de los espadines hembra, diseñados para alojar los módulos de amplificación, en total ocho canales, que son cruciales para la medición de la señal electroencefalográfica.

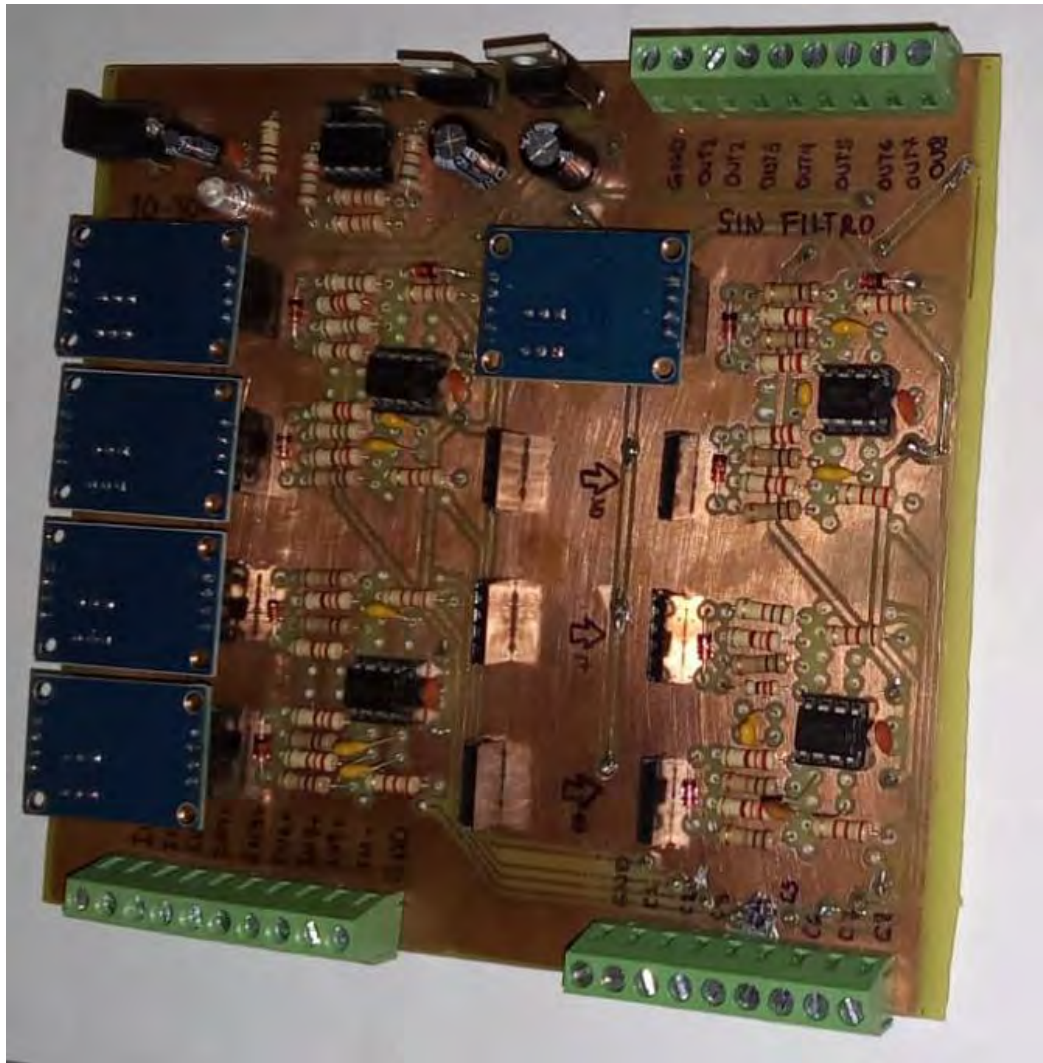


Figura 4.6: Placa terminada, 5 canales disponibles, 3 canales libres.

La placa tiene 3 tiras de borneras, las señaladas como IN, son las entradas para cada electrodo, 1 tira de borneras es sin la aplicación del filtro electrónico, este no es recomendado, pero es viable, pues en caso fallé algo del filtro electrónico, el filtro digital aún funciona, solo no se podría utilizar la señal original. La otra bornera, contempla la etapa de amplificación y filtro.

## 4.2 Dominio interfaz gráfica

La interfaz ha sido desarrollada en Python. Al ejecutarse, comienza en la pestaña “Configuración”, ver la Figura 4.7. En esta pestaña, el usuario debe seleccionar el puerto de comunicación, asegurándose de que tanto el Arduino como la placa electrónica descrita en la sección anterior estén conectados. En caso de no estarlo, se

debe pulsar el botón “Actualizar Puertos” para actualizar la lista de puertos disponibles.

Además, se puede cambiar la tasa de baudios, cuyo valor por defecto es 115200. La frecuencia de muestreo también tiene un valor predeterminado, y la calibración del eje dependerá de la señal filtrada. Generalmente, la onda original muestra valores más grandes que los filtrados. También es posible modificar las bandas de frecuencia. Al finalizar la configuración, se debe pulsar el botón “Conectar”, lo que permitirá que el visualizador comience a graficar.

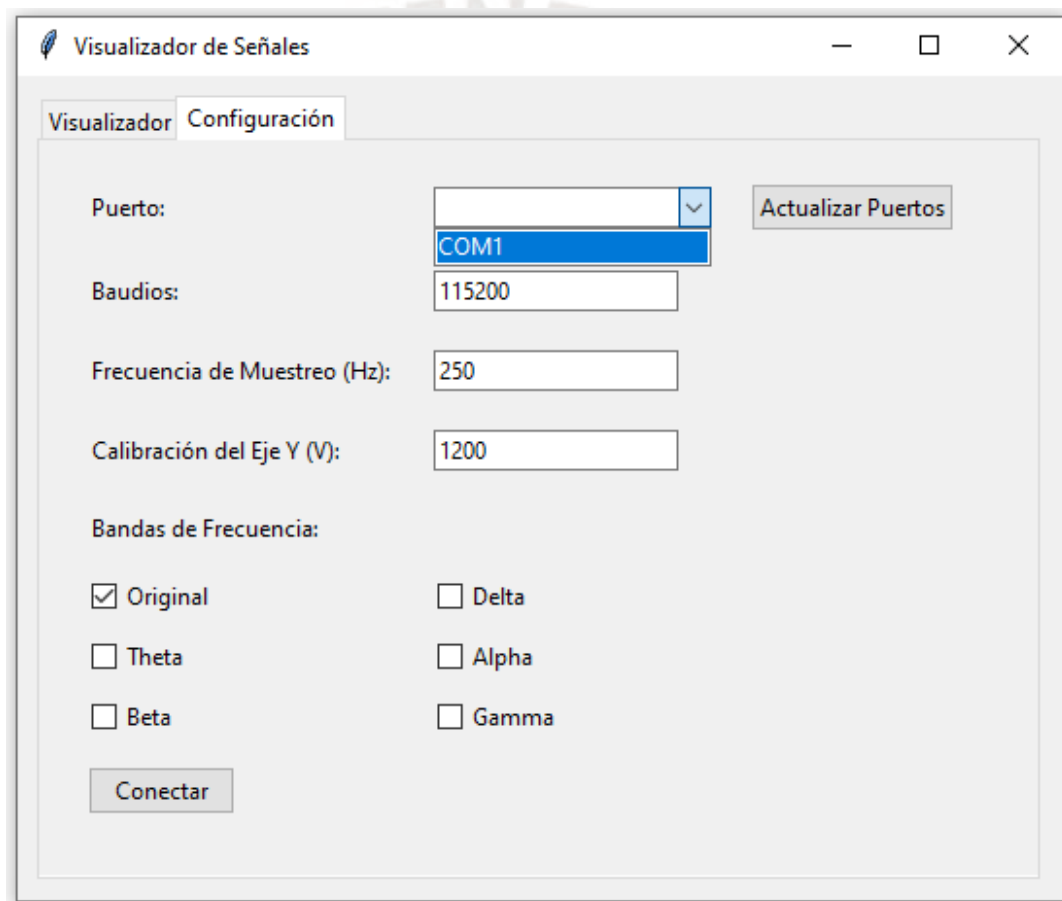


Figura 4.7: Pestaña de configuración al iniciar la interfaz.

Al iniciar la pestaña “Visualizador” se presentará como está en la Figura 4.8, las funciones en esta pestaña se habilitan cuando el programa ha comenzado a leer datos, la distribución de las gráficas por recuadro y no de forma vertical, se hizo debido a que son pocos canales y permite una mejor comparación respecto a la amplitud de la señal.

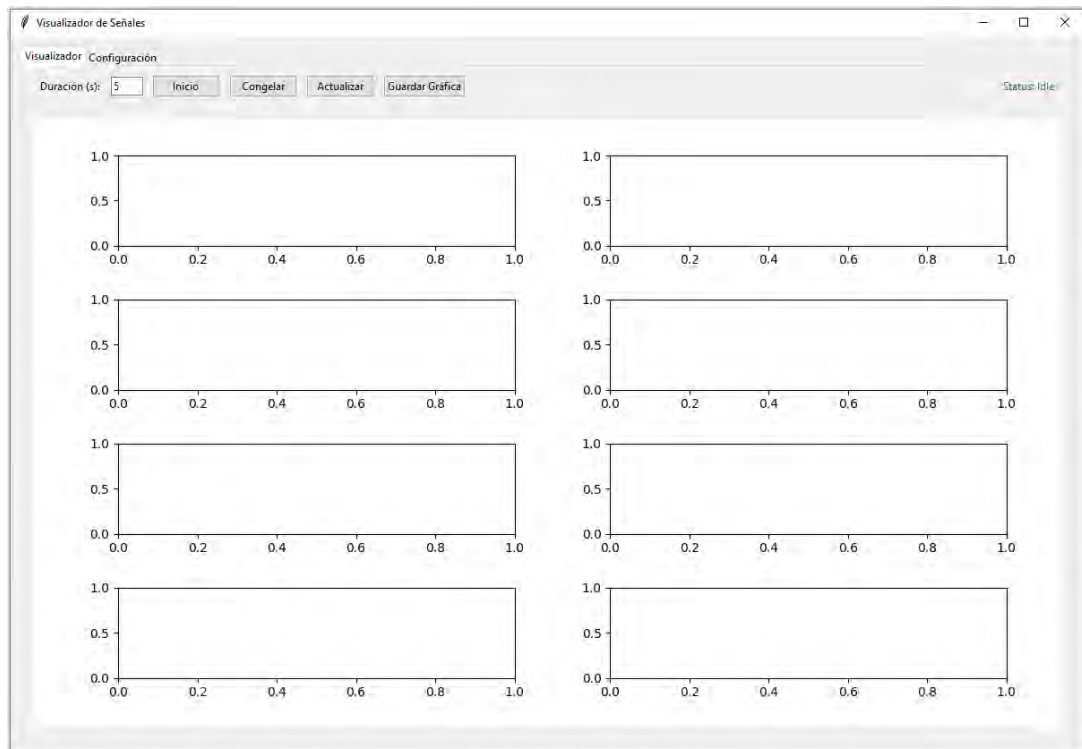


Figura 4.8: Pestaña de visualización al iniciar la interfaz.

Al empezar la lectura desde la pestaña “Configuración”, la información de cada canal se muestra en pestaña “Visualizador”. En la Figura 4.9 se muestra un ejemplo de cómo es la visualización. Se debe considerar que en el ejemplo se están graficando 5 segundos en un solo frame, lo cual no es óptimo para el tamaño de la pantalla.

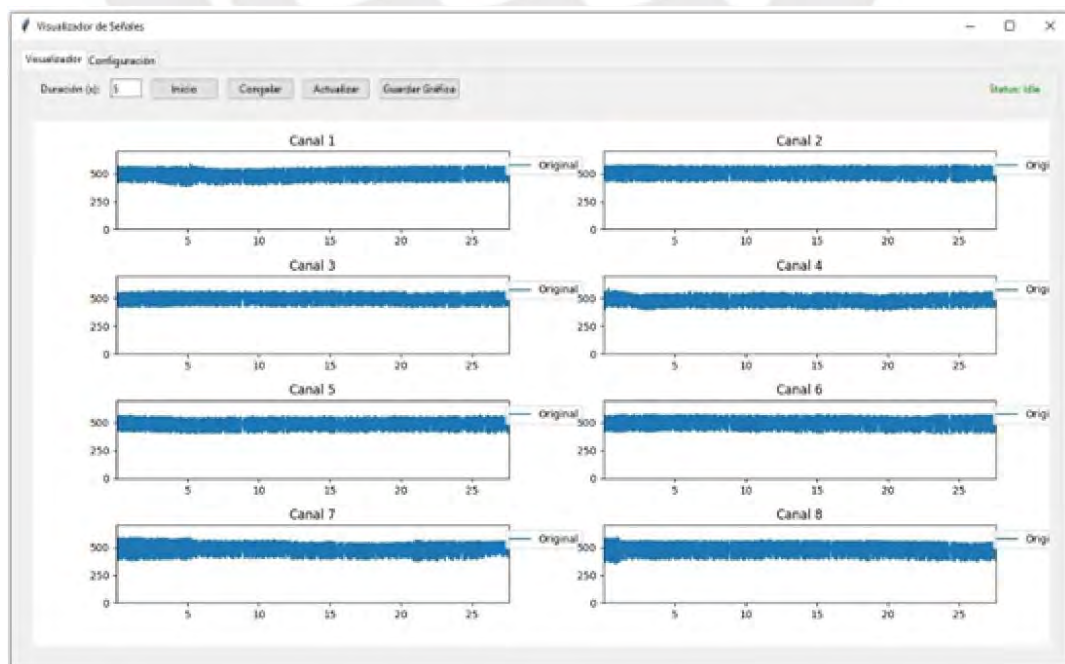


Figura 4.9: Gráfica de 8 canales en un tramo de 20 segundos.

En el “Visualizador” hay una barra de navegación con 4 funciones: “Inicio”, “Congelar”, “Actualizar” y “Guardar gráfica”, como se presenta en la Figura 4.10. Estas funciones están relacionadas al almacenamiento de información a través de un archivo externo, ya sea en formato .csv o como imagen en .png.

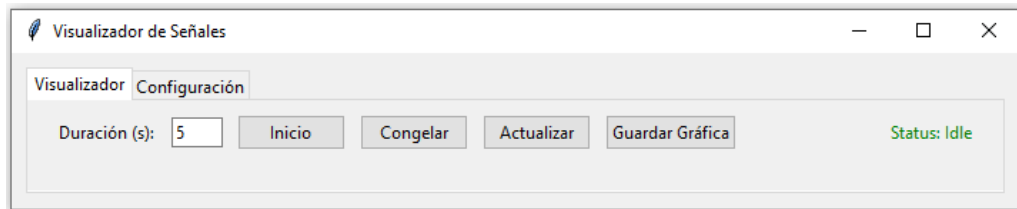


Figura 4.10: Barra de navegación en la pestaña de visualización.

La función “Inicio”, se utiliza para grabar la información en un archivo .csv durante un tiempo determinado, al pulsarlo cambia el estado de visualización “Status” y pasado el tiempo indicado automáticamente se abre el explorador de archivos con el archivo ya creado para su almacenamiento, este proceso se presenta en la Figura 4.11.

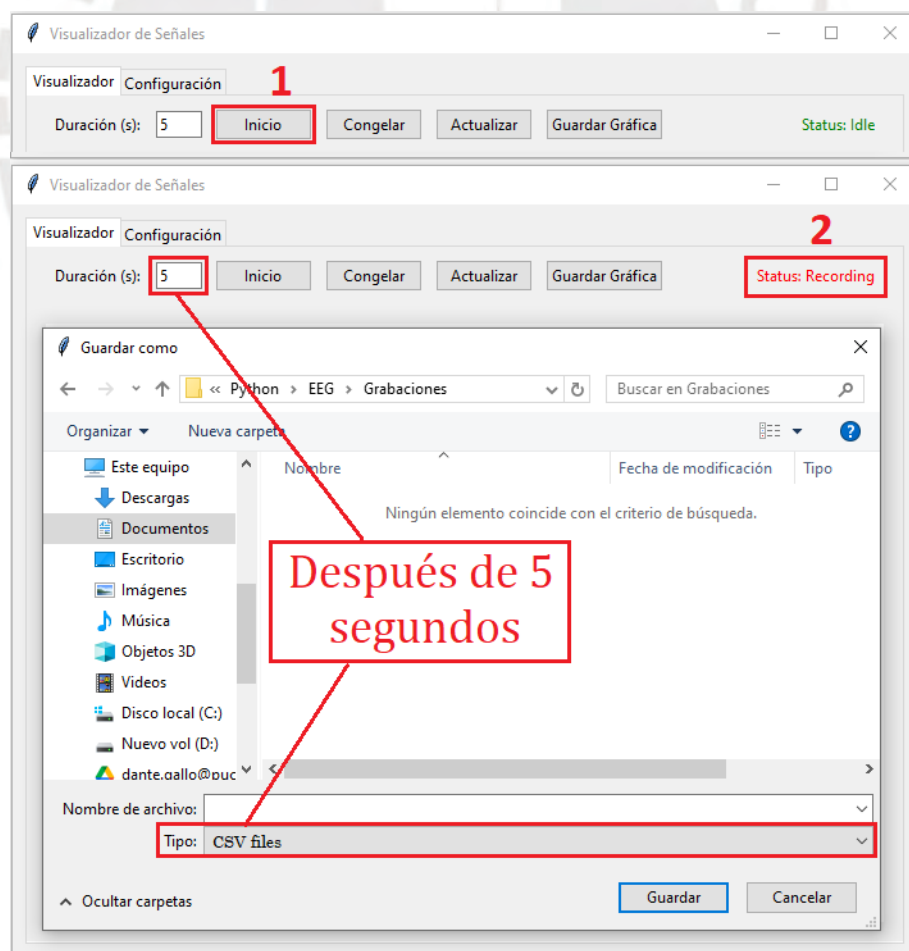


Figura 4.11: Función “Inicio” para grabar datos en formato .csv.

La función "Guardar gráfica" pausa la visualización y abre directamente el explorador de archivos para almacenar la gráfica en formato .png, sin esperar un tiempo adicional. Por otro lado, la función "Congelar" detiene la gráfica momentáneamente para analizarla en ese instante, aunque su utilidad es limitada, ya que el análisis detallado se realiza de manera más efectiva al guardar la gráfica. Finalmente, la función "Actualizar" permite actualizar el filtro aplicado a las señales. Este cambio se configura primero en la pestaña "Configuración" y luego se aplica de forma global a todas las señales, ya que modificarlo por canal dificultaría la comparación al trabajar con diferentes parámetros de filtrado.

Finalmente, la interfaz puede ser utilizada en cualquier ordenador, lo que representa una de las ventajas de Python: no es necesario tener Python instalado para su ejecución. Mediante la librería pyinstaller, es posible generar un archivo ejecutable (.exe). En la Figura 4.12-A se muestra el ejecutable del programa, el cual, al hacer doble clic, abre el símbolo del sistema como se muestra en la Figura 4.12-B. En ese momento, se instala la interfaz, proceso que toma menos de 10 segundos. Una vez completado, la interfaz se inicia automáticamente, como se observa en la Figura 4.12-C.

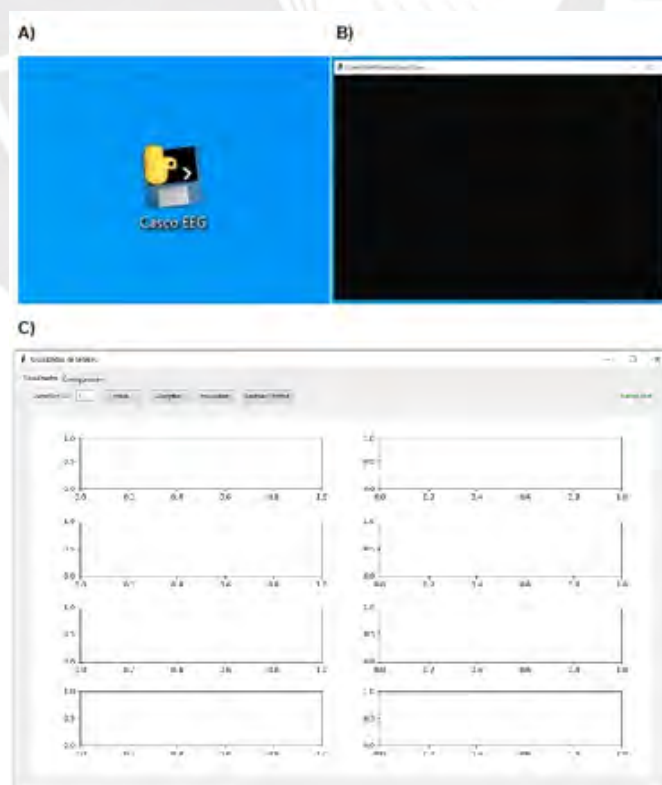


Figura 4.12: Instalación de la interfaz en cualquier ordenador. A) Archivo ejecutable "Casco EEG.exe" B) Proceso de instalación de dependencias de 2 a 5 segundos. C) Interfaz instalado.

### 4.3 Dominio mecánico

En este dominio se utilizó sujetadores para garantizar la estabilidad en la medición de la señal electroencefalográfica, especialmente cuando el usuario se encuentra de pie o realizando actividad física. Para las pruebas se sugiere utilizar dos tipos de sujetadores: gorro de latex y casco impreso.

El primer sujetador que se recomienda utilizar es una gorra de látex, que debe ser empleada en las pruebas preliminares previas a las validaciones. En la **Figura 4.13** se muestra un ejemplo de cómo se realizaría una prueba preliminar utilizando un solo canal. La flexibilidad del material de látex facilita la aplicación de presión sobre la cabeza, lo cual favorece una medición más estable y precisa. Aunque la presión ejercida por el gorro es esencial para asegurar que los electrodos mantengan un contacto firme, cabe destacar que los electrodos son adhesivos al cuero cabelludo, lo que minimiza la necesidad de un sujetador adicional.

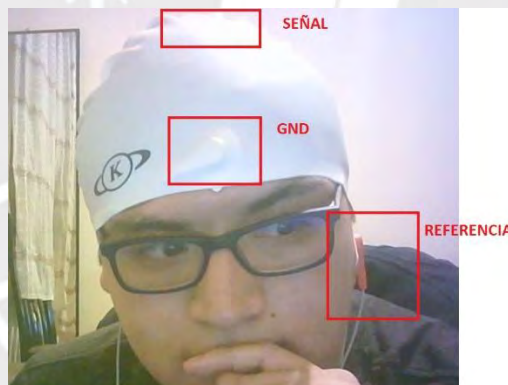


Figura 4.13: Colocación de electrodos para registro de 1 canal en el punto Cz.

Como segunda opción, se presenta un casco de EEG impreso en 3D, diseñado por OpenBCI para sus modelos portátiles de EEG. Este modelo, de acceso libre en su página web, es empleado por investigadores en registro de señales de EEG. El casco, que se presenta en la Figura 4.14, permite una sujeción cómoda y estable de los electrodos, adaptándose mejor a diferentes formas de cabeza y facilitando una instalación más sencilla en situaciones de movilidad.

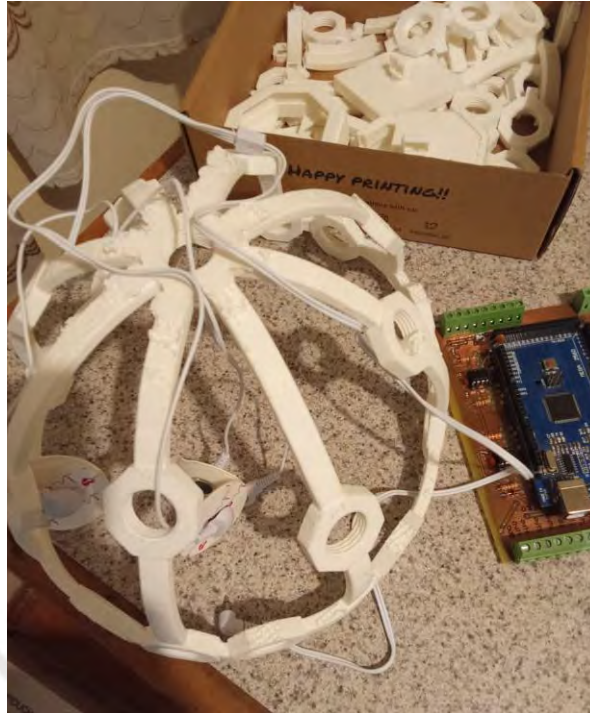


Figura 4.14: Casco impreso en 3D, modelo obtenido de OpenBCI (2024)

#### 4.4 Simulaciones de la interfaz

La simulación de datos se llevó a cabo precargando en el Arduino datos sintéticos. Que representaban señales EEG. Estos datos fueron creados a partir de los análisis matemáticos descritos en el Capítulo 2, que incluyen características como amplitud, frecuencia y distribución espectral típicas de señales reales de EEG.

Una vez precargados los datos, el Arduino fue configurado para transmitir estos valores de manera continua mediante un puerto serial. A través del protocolo de comunicación UART, los datos fueron enviados al momento a la interfaz gráfica. Para replicar el flujo de datos en tiempo real, se diseñó un ciclo de transmisión donde los valores precargados eran enviados a intervalos regulares, simulando así la adquisición continua de señales EEG de: uno, cuatro y seis canales, dependiendo de la configuración de la prueba.

La simulación también incluyó la variabilidad de las señales, con la intención de evaluar cómo la interfaz maneja fluctuaciones en las frecuencias de las señales de EEG. Se utilizaron señales simuladas. Al presentar datos de diferentes cantidades de canales, la interfaz tuvo que mostrar simultáneamente información de múltiples

fuentes, lo cual permitió verificar la correcta asignación y visualización de cada canal sin interferencias. Durante la simulación, se monitorearon parámetros como la actualización de la pantalla y la capacidad de la interfaz para gestionar múltiples señales de manera eficiente.

Para 1 canal se realizó 2 pruebas con señales diferentes que provienen de la misma toma. Se realizó una presentación de señales por banda de frecuencia, tal como se muestra en las Figuras 4.15 y 4.16. En ambos se evaluó la actualización de pantalla, y ninguno de ellos presentó retraso o discontinuidad en las señales. Por lo que con 1 canal la interfaz tiene una buena respuesta.

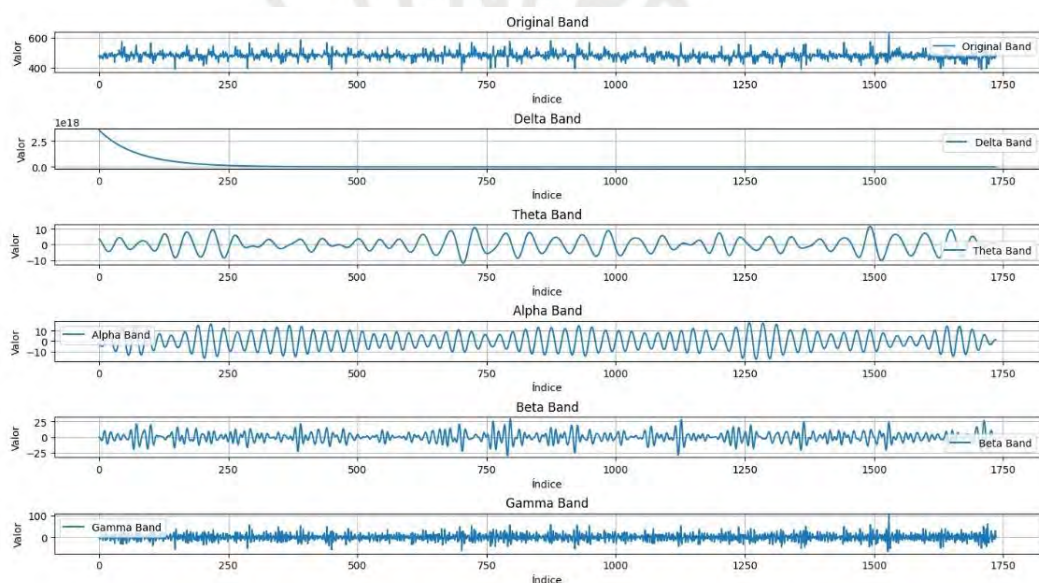


Figura 4.15: Simulación 1 de señal de EEG por banda de frecuencia resultado.

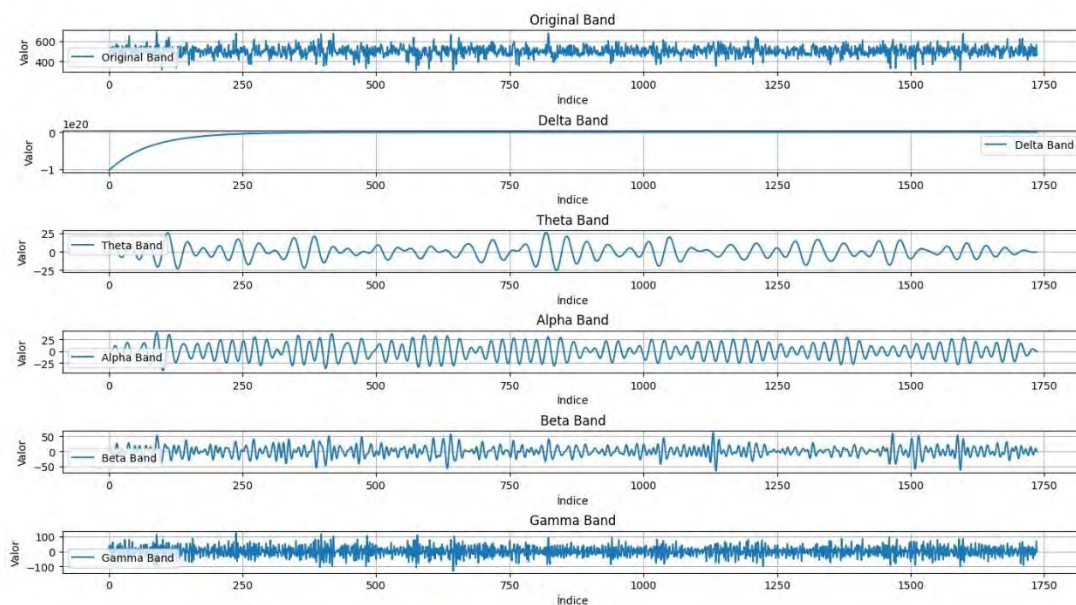


Figura 4.16: Simulación 2 de señal de EEG por banda de frecuencia resultado.

La siguiente prueba se realizó utilizando 4 canales de señal EEG, con el objetivo de evaluar el comportamiento de la interfaz bajo una mayor carga de datos. En este caso, debido a la cantidad de señales procesadas simultáneamente, la interfaz no fue capaz de mostrar todas las bandas de frecuencia de manera tan detallada como se observó en el caso de 1 canal. Para esta prueba, no se utilizó ningún filtro digital, lo que permitió observar cómo la interfaz manejaba señales sin procesamiento adicional.

La prueba se ejecutó durante 10 segundos y los resultados mostraron que la interfaz tuvo dificultades para detectar cambios en frecuencias elevadas. Este problema se evidenció en la aparición de líneas diagonales largas en la visualización de las señales, las cuales indican una falta de respuesta ante variaciones rápidas de la señal. Además, se registró un retraso aproximado de 2 segundos al iniciar la gráfica, lo cual no se repitió durante el resto de la prueba, ya que, una vez superado este tiempo inicial, la interfaz mantuvo una tasa de actualización constante y sin mayores retrasos.

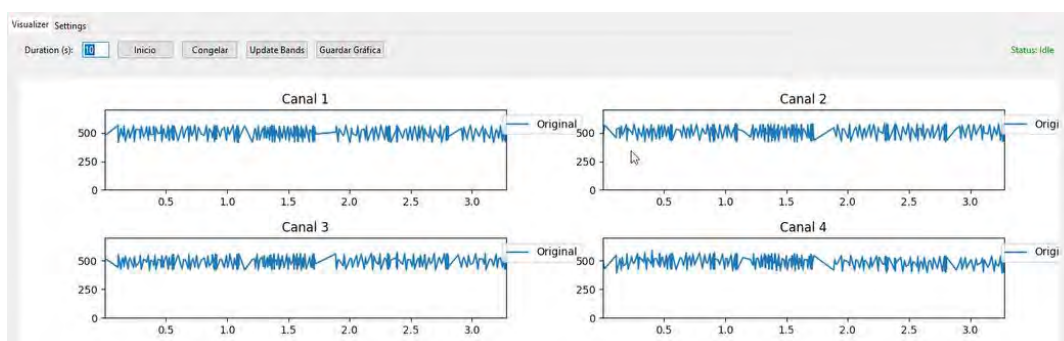


Figura 4.17: Simulación 3 de señal EEG para 4 canales.

Se realizó otra prueba utilizando 6 canales, manteniendo las mismas condiciones que la prueba anterior presentada en la Figura 4.17. Durante esta prueba, se evidenció un fenómeno de atenuación en las señales procesadas por la interfaz. Este tipo de atenuación es común en sistemas experimentales cuando existe un factor de ganancia elevado, la cual suele ocurrir al aumentar la cantidad de canales.

Sin embargo, dado que los datos utilizados en esta prueba fueron simulados, la causa de la atenuación radica en que el Arduino no envía los datos a la misma velocidad con la que la interfaz los procesa. Como resultado, la interfaz lee los valores con el máximo valor predeterminado, lo cual genera una reducción en la eficiencia del sistema a medida que se incrementa el número de canales. Este comportamiento subraya las limitaciones en la sincronización entre el hardware y la interfaz.

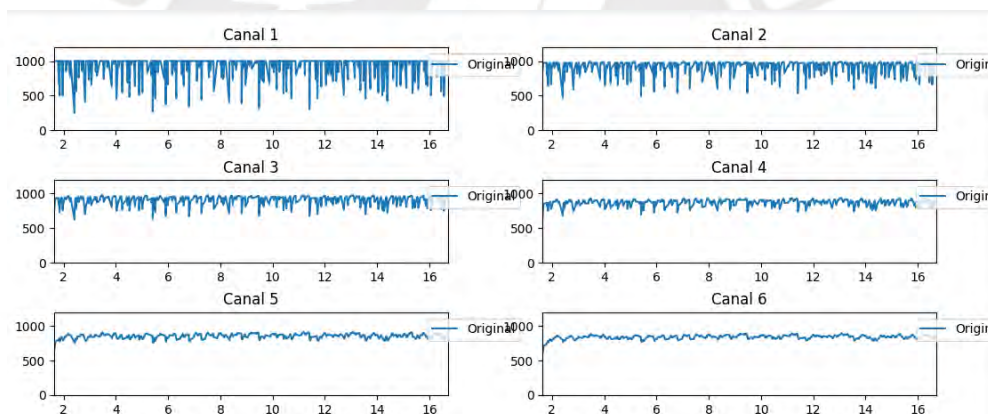


Figura 4.18: Interfaz gráfica para 6 canales.

#### 4.5 Discusión de resultados

Los resultados obtenidos en las simulaciones de la interfaz de medición de señales EEG proporcionan una visión detallada de las capacidades y áreas de mejora del sistema diseñado. En las pruebas con 1 canal, la interfaz demostró un rendimiento satisfactorio en la visualización de las señales EEG, reflejando de manera precisa las distintas bandas de frecuencia. Este buen desempeño inicial destaca la capacidad de la interfaz para manejar señales de EEG de bajo volumen de datos.

Al aumentar el número de canales, especialmente con 4 y 6 canales, se presentó una tendencia que sugiere que la complejidad del procesamiento de múltiples señales puede afectar la fidelidad y resolución de las mismas. Sin embargo, en la placa física se ha contemplado sistemas de calibración para adecuar las señales por cada canal. En un trabajo futuro con los permisos médicos adecuados se puede realizar pruebas calibrando el sistema.

A pesar de ello, los resultados continúan mostrando un buen rendimiento general en la representación de las señales. Las pequeñas variaciones en la capacidad de detectar cambios rápidos en la frecuencia pueden explicarse por las limitaciones inherentes al hardware utilizado, como la velocidad de transmisión de datos entre el Arduino y la interfaz, lo que puede generar ligeros retrasos o reducción en la precisión.

El proceso de fabricación de la placa se desarrolló con éxito, con una atención especial a la precisión en la transferencia de la tinta, la perforación de los agujeros y la soldadura de los componentes. A pesar de que se presentaron algunos desafíos durante la soldadura, como el levantamiento de pistas debido al exceso de temperatura, los problemas fueron resueltos de manera eficiente mediante el uso de puentes pequeños, lo que permitió mantener la funcionalidad y estética de la placa. Este resultado demuestra que, a pesar de la complejidad del proceso de fabricación, se logró un ensamblaje de calidad que cumple con los requisitos del sistema.

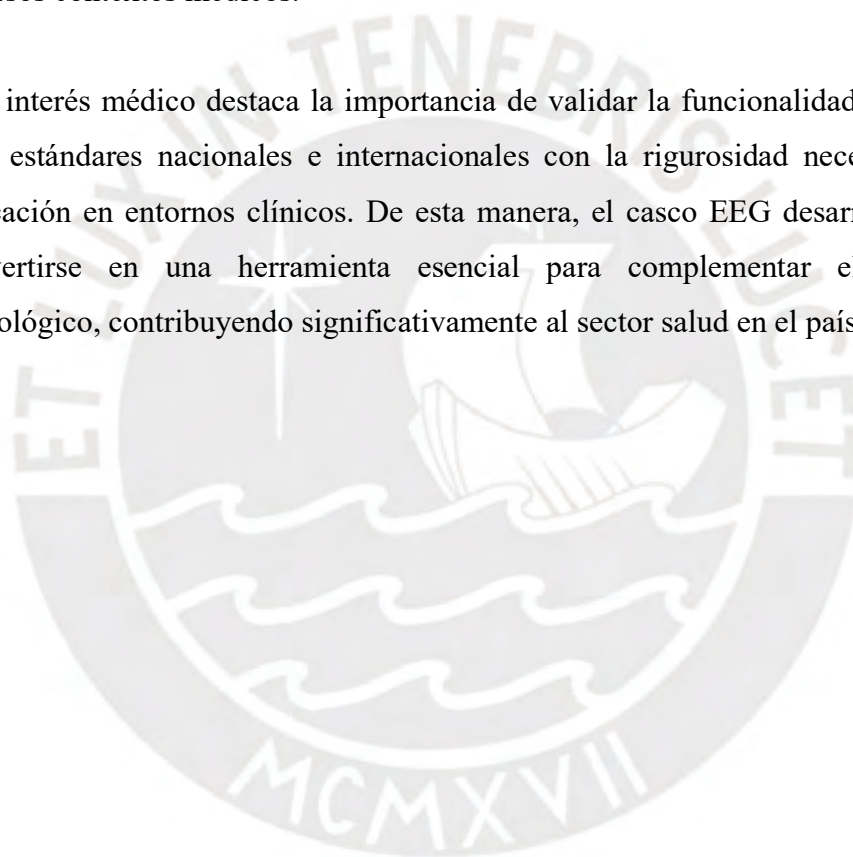
Un aspecto relevante que se destacó durante la evaluación del sistema fue la revisión médica realizada por dos profesionales del área. Quienes confirmaron que el sistema propuesto en esta tesis es no invasivo quirúrgicamente, lo cual representa una ventaja significativa frente a otros sistemas que requieren intervención física directa sobre el cuerpo del paciente. Este hecho no solo reduce las posibilidades de daño o complicaciones, sino que también mejora la comodidad y seguridad del usuario, permitiendo realizar mediciones de EEG en un entorno más accesible y sin riesgos adicionales.

Este enfoque no invasivo se alinea con las tendencias actuales en neurociencia y dispositivos médicos, en los cuales se busca minimizar los procedimientos invasivos y, al mismo tiempo, proporcionar mediciones precisas y confiables. La validación por parte de profesionales de la salud refuerza la viabilidad y el valor potencial del sistema

propuesto, abriendo posibilidades para futuras investigaciones y aplicaciones clínicas que requieran monitoreo no invasivo de la actividad cerebral.

Finalmente, existe un gran interés médico en realizar pruebas experimentales con el prototipo desarrollado en esta tesis, ya que no es habitual en Perú contar con fabricantes locales de equipos de electroencefalografía. Esto genera una oportunidad única para el desarrollo tecnológico nacional en esta área. Además, muchos centros médicos rurales carecen de equipos portátiles para la evaluación de actividad cerebral, lo que refuerza el potencial de este sistema como una solución accesible y adaptable a diversos contextos médicos.

Este interés médico destaca la importancia de validar la funcionalidad del prototipo bajo estándares nacionales e internacionales con la rigurosidad necesaria para su aplicación en entornos clínicos. De esta manera, el casco EEG desarrollado podría convertirse en una herramienta esencial para complementar el diagnóstico neurológico, contribuyendo significativamente al sector salud en el país.



## CONCLUSIONES

El objetivo general de la presente tesis fue desarrollar e implementar un casco EEG para la adquisición y visualización de señales cerebrales. Se concluye que este objetivo se cumplió satisfactoriamente, dado que se logró el diseño y construcción de un prototipo funcional. Este incluye un circuito de amplificación y filtrado de señales EEG, utilizando el microcontrolador Arduino para la transmisión de datos hacia una interfaz gráfica intuitiva, de fácil instalación y uso.

En relación con el primer objetivo específico, la revisión del estado del arte en tecnologías de EEG evidenció avances significativos en la miniaturización, comodidad y precisión de los dispositivos. Los cascos modernos han mejorado la calidad de las señales captadas, así como la facilidad de uso y los costos, lo que los hace cada vez más accesibles para aplicaciones en investigación y clínica. Además que el uso de electrodos semisecos y secos son más habituales en estas aplicaciones.

De acuerdo con el segundo objetivo específico, la implementación de la funcionalidad del casco EEG mediante simulaciones demostró que el dispositivo es capaz de captar señales EEG con alta precisión en escenarios simulados. Esto establece una base sólida para el uso del casco en investigaciones futuras, como la evaluación de su rendimiento con diferentes tipos de electrodos o en pruebas in vivo. Además, el sistema desarrollado constituye una herramienta potencialmente útil para investigaciones biomédicas y aplicaciones clínicas, especialmente en el diagnóstico complementario de condiciones neurológicas como el espectro autista.

Finalmente, en cuanto al tercer objetivo específico, la validación de la interfaz gráfica fue exitosa, cumpliendo con las especificaciones técnicas planteadas. A través de simulaciones y pruebas con datos precargados, se demostró la capacidad del sistema para procesar señales EEG en escenarios de 1, 4 y 6 canales. Las simulaciones permitieron identificar tanto fortalezas como limitaciones del sistema, como la adecuada representación de las señales en 1 canal y la pérdida de resolución al aumentar el número de canales. Estos resultados sugieren que el sistema puede ampliarse y optimizarse en trabajos futuros.

En conjunto, este trabajo presenta una contribución significativa al diseño y desarrollo de sistemas de adquisición de señales de EEG, ofreciendo una plataforma que puede ser mejorada y validada en estudios posteriores.



## TRABAJO FUTURO

El presente trabajo establece una base sólida para futuras investigaciones en el ámbito de la adquisición y procesamiento de señales EEG. Sin embargo, para consolidar su aplicabilidad práctica, es necesario llevar a cabo pruebas de validación más amplias. Estas pruebas deberán incluir tanto experimentos en modelos animales como estudios con sujetos humanos, garantizando la seguridad, precisión y confiabilidad del sistema en diferentes contextos.

Además, este sistema está diseñado con una arquitectura modular que lo convierte en una herramienta versátil. En trabajos futuros, sería interesante explorar la integración de otros tipos de electrodos, como electrodos secos o textiles, que puedan ofrecer mayor comodidad y flexibilidad en aplicaciones móviles o de larga duración.

Asimismo, el sistema puede ampliarse para incluir funcionalidades adicionales, como algoritmos avanzados de filtrado en tiempo real, herramientas de análisis de conectividad cerebral y la capacidad de integrar tecnologías complementarias, como sensores de actividad cardíaca o respiratoria. Estas mejoras no solo enriquecerían el alcance del sistema, sino que también lo posicionarían como una plataforma robusta para la investigación biomédica y el monitoreo de salud en tiempo real.

Finalmente, se sugiere explorar aplicaciones del sistema en contextos clínicos específicos, como la detección temprana de trastornos neurológicos o el desarrollo de interfaces cerebro-computadora más accesibles, sentando las bases para una tecnología más inclusiva y funcional.

## BIBLOGRAFÍA

- (3M Perú S.A.C., 2024) 3M Perú S.A.C. (2024). 3M™ Electrodo. [https://www.3m.com.pe/3M/es\\_PE/p/d/v000183146/](https://www.3m.com.pe/3M/es_PE/p/d/v000183146/)
- (American Psychiatric Association, 2013) American Psychiatric Association. (2013). *American Psychiatric Association: Diagnostic and Statistical Manual of Mental Disorders* (fifth ed.). Arlington: American Psychiatric Association.
- (Anorsom et al., 2021) Anorsom, N., Male, I., Farr, W., & A., M. (2021). Prevalence of autism in Europe, North America and Oceania, 2000-2020: A systematic review. *European Journal of Public Health*, 31(3). <https://doi.org/https://doi.org/10.1093/eurpub/ckab164.786>
- (Calderon et al., 2023) Alan Calderón Ch, J., O. Jiménez U., F., Benjamín Barriga G., E., C. Tafur S., J., J. Gallo T., D., Carlos R. Lengua A., J., ... Lozano Núñez, H. (2024). Optimal Analysis for the Enhancement in the Thermal Variables Measurement by Smart and Modular Solid State Sensors. IntechOpen. doi: 10.5772/intechopen.112676
- (Calderon et al., 2024) Alan Calderón Chavarrí, J., César Tafur Sotelo, J., Benjamín Barriga Gamarra, E., Hugo Lozano Jáuregui, J., Jim Randal Gallo Torres, D., Alonso Urbizagástegui Tena, R., ... Enrique Gózar Pastor, C. (2024). Perspective Chapter: Optimal Analysis for the Correlation between Vibration and Temperature through an Intelligent Sensor/Transducer Based in Amorphous Nanostructures to Measure Vibrating Surfaces Temperature. IntechOpen. doi: 10.5772/intechopen.107622
- (Caricato et al., 2020) Caricato, A., Della-Marca, G., Loannoni, E., Silva, S. B.-M., Stival, E., Biasucci, D., ... Melchionda, I. (2020). Continuous EEG monitoring by a new simplified wireless headset in intensive care unit. *Observational Study*, 20(1). <https://doi.org/10.1186/s12871-020-01213-5>
- (Djermal et al., 2017) Djermal, R., AlSharabi, K., Ibrahim, S., & Alsuwailem, A. (2017). EEG-Based Computer Aided Diagnosis of Autism Spectrum Disorder Using Wavelet, Entropy, and ANN. *Biomed Research International*, 2017. <https://doi.org/10.1155/2017/9816591>
- (Fortea et al., 2013) Fortea, M., Escandell, M., & Castro, J. (2013). ¿Cuántas personas con autismo hay? Una revisión teórica. *International Journal of Developmental and Educational Psychology*, 1(1), 769-786. <https://www.redalyc.org/pdf/3498/349852058062.pdf>

- (Fouad, 2022) Fouad, S. (2022). *Electroencefalografía: La lectura de la mente basada en electroencefalografía ya no es solo una fantasía; puede ser una realidad en un futuro cercano*. One Billion Knowledgeable. [https://books.google.com.pe/books/about/Electroencefalograf%C3%ADa.html?id=fP6TEAAAQBAJ&redir\\_esc=y](https://books.google.com.pe/books/about/Electroencefalograf%C3%ADa.html?id=fP6TEAAAQBAJ&redir_esc=y)
- (Goldberg et al., 2004) Goldberger, A., Amaral, L., Glass, L., Hausdorff, J., Ivanov, P. C., Mark, R., ... & Stanley, H. E. (2000). PhysioBank, PhysioToolkit, and PhysioNet: Components of a new research resource for complex physiologic signals. *Circulation* [Online]. 101 (23), pp. e215–e220.
- (Guerrero, 2023) Guerrero, G. (2023). *Electroencefalografía pediatría práctica*. Distribuna Editorial Médica. [https://www.google.com.pe/books/edition/Electroencefalograf%C3%ADa\\_Pediatr%C3%ADa\\_Pr%C3%A1cti/iUexEAAAQBAJ?hl=es&gbpv=0](https://www.google.com.pe/books/edition/Electroencefalograf%C3%ADa_Pediatr%C3%ADa_Pr%C3%A1cti/iUexEAAAQBAJ?hl=es&gbpv=0)
- (Hernández-González et al., 2023) Hernández-González, S., Perdomo-Perdomo, M., Sánchez-Gamarro, R., Ávila-Fuentes, S., Hernández-Rodríguez, L., & Fernández-García, J. (2023). Electroencefalografía básica para monitores de profundidad anestésica. *Revista Mexicana de Anestesiología*, 46(2), 125-132. doi: 10.35366/110199
- (Hervás et al., 2017) Hervás, A., Balmaña, N., & Salgado, M. (2017). Los trastornos del espectro autista (TEA). *Pediatría Integral*, 21(2), 92-108. <https://www.adolescenciasema.org/ficheros/PEDIATRIA%20INTEGRAL/Trastorno%20del%20Espectro%20Autista.pdf>
- (Hirvikoski et al., 2016) Hirvikoski, T., Mittendorfer-Rutz, E., Boman, M., Larsson, H., Lichtenstein, P., & S., B. (2016). Premature mortality in autism spectrum disorder. *The British Journal of Psychiatry*, 208(3), 232-238. <https://doi.org/10.1192/bjp.bp.114.160192>
- (Li et al., 2020) Li, G., Wu, J., Xia, Y., He, Q., & Jin, H. (2020). Review of semi-dry electrodes for EEG recording. *Journal of Neural Engineering*, 17(5), 051004. <https://doi.org/10.1088/1741-2552/abb50>
- (Málaga et al., 2019) Málaga, I., Blanco, R., Hedrera-Fernández, A., Álvarez-Álvarez, N., Oreña-Ansonera, V., & Baeza-Velasco, M. (2019). Prevalencia de los trastornos del espectro autista en niños en Estados Unidos, Europa y España: coincidencias y discrepancias. *Medicina*, 79(1), 4-9. [http://www.scielo.org.ar/scielo.php?script=sci\\_abstract&pid=S0025-76802019000200003&lng=es&nrm=iso&tlng=e](http://www.scielo.org.ar/scielo.php?script=sci_abstract&pid=S0025-76802019000200003&lng=es&nrm=iso&tlng=e)
- (Ministerio de Salud, 2019) Ministerio de Salud. (1 de Abril de 2019). *El 81% de personas tratadas por autismo en Perú son varones*. <https://www.gob.pe/institucion/minsa/noticias/27103-el-81-de-personas-tratadas-por-autismo-en-peru-son-varones>.
- (Mohi-ud-Din & AJayanthi, 2021) Mohi-ud-Din, Q., & AJayanthi, A. (2021). Detection Autism Spectrum Disorder from EEG signals using pre-trained deep convolution neural networks. *2021 Seventh International conference on Bio Signals*, 1-5. <https://doi.org/10.1109/ICBSII51839.2021.9445193>
- (Naciones Unidas, 2008) Naciones Unidas. (2008). *Día Mundial de Concienciación sobre el Autismo*.

- (Narzisi et al., 2018) Narzisi, A., Posada, M., Barbieri, F., Chericoni, N., Ciuffolini, D., Pinzino, M., . . . Muratori, F. (2018). Prevalence of Autism Spectrum Disorder in a large Italian catchment area: a school-based population study within the ASDEU project. *Epidemiol Psychiatr Sci*, 29(e5). <https://doi.org/10.1017/S2045796018000483>
- (OpenBCI, 2024) OpenBCI. (2024). Best in class affordable hardware. <https://openbci.com/>
- (Oviyaa et al., 2020) Oviyaa, M., Renvitha, P., Swathika, R., Paul, I., & Sasirekha, S. (2020). Arduino based Real Time Drowsiness and Fatigue Detection for Bikers using Helmet. *2020 2nd International Conference on Innovative Mechanisms for Industry Applications (ICIMIA)*, 573-577. <https://doi.org/10.1109/ICIMIA48430.2020.9074842>
- (Sanjana & Jayasinghe, 2020) Sanjana, K., & Jayasinghe, S. (2020). A smart helmet with a built-in drowsiness and alcohol detection system. *Journal of research technology and engineering*, 1(3), 76-81. <https://www.jrte.org/wp-content/uploads/2020/07/A-Smart-Helmet-with-a-Built-in-Drowsiness-and-Alcohol-Detection-System.pdf>
- (Serna-Rojas et al., 2021) Serna-Rojas, C., Rios, S., & Ochoa, J. (2021). Revisión de electroencefalografía portable y su aplicabilidad en neurociencias. *Revista Politécnica*, 17(34), 131-152. <https://doi.org/https://doi.org/10.33571/rpolitec.v17n34a9>
- (Soufneyestani et al., 2020) Soufneyestani, M., Dowling, D., & Khan, A. (2020). Electroencephalography (EEG) Technology Applications and Available Devices. *10(21)*, 1-23. <https://doi.org/https://doi.org/10.3390/app10217453>
- (Suárez-Patiño y otros, 2022) Suárez-Patiño, L., Orozco-Duque, A., Pérez-Giraldo, E., Roldán-Vasco, S., Suárez-Escudero, J., & Martínez-Moreno, L. (2022). Sincronización entre la videodeglución y la electromiografía de superficie en pacientes con afectación neurológica y síntomas de disfagia. *Biomédica*, 42(4). <https://doi.org/https://doi.org/10.7705/biomedica.6446>
- (The Autism Community in Action, 2023) The Autism Community in Action. (2023). *Prevalence*. Retrieved 1 de Abril de 2024. <https://tacanow.org/autism-prevalence/>
- (Tolero-Gutiérrez et al., 2012) Tolero-Gutiérrez, C., Rodríguez, M., De la Rosa, D., Morales, G., & Vélez-Van-Meerbeke, A. (2012). Caracterización de niños y adolescentes con trastornos del espectro autista en una institución de Bogotá, Colombia. *Neurología*, 27(2), 90-96. <https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.nrl.2011.03.005>
- (Treyvaud et al., 2013) Treyvaud, K., Ure, A., Doyle, L., KJ., L., Rogers, C., Kidokoro, H., . . . Anderson, P. (2013). Psychiatric outcomes at age seven for very preterm children: rates and predictors. *Journal of Child Psychology and Psychiatry*, 54(7), 772-779. <https://doi.org/10.1111/jcpp.12040>
- (Vallejo & Arias, 2022) Vallejo, M., & Arias, A. (2022). *Introducción a la adquisición y acondicionamiento de señales*. Instituto Tecnológico Metropolitano – ITM. [https://books.google.com.pe/books/about/Introducci%C3%B3n\\_a\\_la\\_adquisici%C3%B3n\\_y\\_acondi.html?id=KI5dEAAAQBAJ&redir\\_esc=y](https://books.google.com.pe/books/about/Introducci%C3%B3n_a_la_adquisici%C3%B3n_y_acondi.html?id=KI5dEAAAQBAJ&redir_esc=y)

- (Von - Rosenberg y otros, 2016) Von - Rosenberg, W., Chanwimalueang, T., Goverdovsky, V., Looney, D., Sharp, D., & Mandic, D. (2016). Smart Helmet: Wearable Multichannel ECG and EEG. *IEEE Journal of Translational Engineering in Health and Medicine*, 4, 1-11. <https://doi.org/10.1109/JTEHM.2016.2609927>
- (World Health Organization, 2023) World Health Organization. (15 de Noviembre de 2023). *Autism*. Retrieved 1 de Abril de 2024. <https://www.who.int/news-room/fact-sheets/detail/autism-spectrum-disorders>
- (Yáñez et al., 2021) Yáñez, C., Maira, P., Elgueta, C., Brito, M., Crockett, M., Troncoso, L., . . . Troncoso, M. (2021). Estimación de la prevalencia de trastorno del Espectro Autista en población urbana chilena. *Andes pediatrics*, 92(4), 519-525. <https://doi.org/http://dx.doi.org/10.32641/andespediatr.v92i4.2503>

