



UNIVERSIDAD DE MÁLAGA



Graduado en Ingeniería de la Salud

Diseño de módulo de acondicionamiento para EEG

Design of an EEG conditioning module

Realizado por
Pablo Camacho Sánchez

Tutorizado por
Antonio Jesús Bandera Rubio
Camilo Andrés Ruiz Beltrán

Departamento
Tecnología electrónica

MÁLAGA, JULIO DE 2025



UNIVERSIDAD
DE MÁLAGA



ESCUELA TÉCNICA SUPERIOR DE INGENIERÍA INFORMÁTICA

GRADO EN INGENIERÍA DE LA SALUD

Diseño de módulo de acondicionamiento para EEG

Design of an EEG conditioning module

Realizado por:

Pablo Camacho Sánchez

Tutorizado por:

Antonio Jesús Bandera Rubio, Camilo Andrés Ruiz Beltrán

Departamento:

Tecnología electrónica

MÁLAGA, JULIO, 2025

Fecha defensa:

Fdo.: El Secretario del Tribunal

Llegar hasta aquí no ha sido fácil. Han sido años de esfuerzo, dudas, aciertos, errores... y muchas veces, ganas de rendirme. Pero si hoy estoy escribiendo estas palabras, es gracias a las personas que nunca me dejaron solo.

A mi familia, gracias de corazón. Por vuestro amor incondicional, por estar siempre ahí, incluso cuando no sabía cómo seguir. Por darme fuerzas sin pedir nada a cambio y enseñarme, con hechos, lo que significa el verdadero apoyo. Este logro también es vuestro.

A mis amigos, gracias por ser refugio, por los ánimos, por no dejarme caer y, muchas veces, la risa que hacía falta en medio del caos. Habéis hecho que incluso los momentos más difíciles fueran más llevaderos. Gracias por acompañarme, por creer en mí y por formar parte de este camino. Sin vosotros, no lo habría conseguido.

Durante esta carrera, una frase me ha acompañado y me ha dado perspectiva cuando todo parecía cuesta arriba:

“No he fracasado. He encontrado 10.000 formas que no funcionan.” – Thomas A.

Edison

Me recordó que equivocarse no es retroceder, sino avanzar de otra manera. Que cada intento, incluso los fallidos, me acercaba un poco más a la meta.

Quiero dar también las gracias a mis tutores, Antonio y Camilo. A Antonio, por su orientación y apoyo durante el desarrollo de este trabajo. Y a Camilo, especialmente, por su implicación desde el primer momento, por su cercanía, su paciencia y por estar siempre disponible cuando lo he necesitado. Su compromiso y acompañamiento han sido clave para poder llevar este proyecto adelante.

Resumen

El objetivo de este trabajo presenta el diseño, desarrollo y validación de una placa de circuito impreso (PCB) para la adquisición de señales biopotenciales, enfocándose especialmente en electroencefalografía (EEG) y electromiografía (EMG). El sistema desarrollado emplea el chip ADS1198 de Texas Instruments, capaz de adquirir hasta ocho canales simultáneamente con una resolución de 16 bits, y el microcontrolador ESP32 DevKitC-02, que permite la transmisión inalámbrica de los datos mediante Bluetooth o WiFi. El diseño de la PCB se ha realizado utilizando la herramienta de software libre KiCad 8.0, tomando como referencia un proyecto open-source. Una vez generados los archivos de fabricación, se encargó la producción de la placa a una empresa especializada, y se llevó a cabo el montaje manual de los componentes. El firmware del sistema se obtuvo de un repositorio público, en el entorno de Arduino IDE. El sistema fue validado mediante la adquisición de señales reales de EMG a través de movimientos repetitivos de la mano y EEG desde la zona del oído (ear-EEG), obteniéndose señales claras, estables y funcionalmente útiles. El proyecto demuestra la viabilidad de desarrollar herramientas biomédicas de bajo coste y código abierto, con potencial para aplicaciones educativas, experimentales y de investigación no clínica.

Palabras clave: Electroencefalografía (EEG), Electromiografía (EMG), PCB, ADS1198, ESP32

Abstract

The aim of this work presents the design, development and validation of a printed circuit board (PCB) for the acquisition of biopotential signals, with a special focus on electroencephalography (EEG) and electromyography (EMG). The developed system uses the ADS1198 chip from Texas Instruments, capable of acquiring up to eight channels simultaneously with 16-bit resolution, and the ESP32 DevKitC-02 microcontroller, which enables wireless data transmission via Bluetooth or WiFi. The PCB design has been carried out using the free software tool KiCad 8.0, taking an open-source project as a reference. Once the manufacturing files had been generated, a specialised company was commissioned to produce the board, and the components were assembled manually. The system firmware was obtained from a public repository, in the Arduino IDE environment. The system was validated by acquiring real EMG signals through repetitive hand movements and EEG from the ear area (ear-EEG), obtaining clear, stable and functionally useful signals. The project demonstrates the feasibility of developing low-cost, open-source biomedical tools with potential for educational, experimental and non-clinical research applications.

Keywords: Electroencephalography (EEG), Electromyography (EMG), PCB, ADS1198, ESP32

Índice general

1	Introducción	15
1.1	Motivación del estudio	15
1.2	Objetivo del trabajo	16
1.3	Estado del arte	17
1.4	Estructura de la memoria	19
1.5	Metodología de trabajo	20
2	Conceptos previos	
	bioseñales	23
2.1	Electromiografía	24
2.1.1	Adquisición de datos EMG	25
2.1.2	Características de la Señal EMG	27
2.2	Electroencefalografía	29
3	Diseño propuesto	33
3.1	Restricciones de diseño de la placa de circuito impreso	33
3.2	Requisitos del sistema	35
3.3	Arquitectura general del sistema	37
3.3.1	Selección de componentes	39
3.3.2	Descripción del diseño	40
3.4	Módulo de adquisición analógica	44
3.5	Arquitectura Interna y Procesamiento de Señales	45
3.5.1	Protocolo de Comunicación (SPI)	47
3.6	Filtrado y protección	47

3.7	Aislamiento galvánico	48
3.7.1	Razones principales para el aislamiento	49
3.7.2	Aislamiento de alimentación – Conversor DC-DC: CRE1S0505SC	49
3.7.3	Aislamiento de datos – ADuM3151	50
3.8	Microcontrolador y comunicación	50
4	Resultados y pruebas	53
4.1	Prueba 1: Electromiografía	54
4.2	Prueba 2: Electroencefalografía desde el oído (ear-EEG)	58
5	Conclusiones y Líneas Futuras	61
5.1	Líneas futuras	62
Anexo A Diseño PCB		67
Anexo B Presupuesto		71
Anexo C Firmware Arduino IDE		75
Anexo D Archivos Gerbers		79

Índice de figuras

Figura 1.1.	Colocación de electrodos para la adquisición de señales EEG. Fuente: [1]	16
Figura 1.2.	PCB BioSignals ensamblada. Fuente: [2]	18
Figura 1.3.	Casco diseñado para facilitar la adquisición de señales cerebrales de forma cómoda desarrollado por OpenBCI. Fuente: [3]	19
Figura 1.4.	Representación de metodología en cascada empleada	22
Figura 2.1.	Estructura del músculo esquelético y las unidades motoras. Fuente: [4]	24
Figura 2.2.	Disposición de los electrodos para el registro de una señal de EMG, rodeado de rojo electrodos activos y en verde el electrodo de referencia o tierra. Fuente: [5]	26
Figura 2.3.	Preparación para la toma de EMG con pasta conductiva y gel abrasivo.	26
Figura 2.4.	Señal EMG en movimientos de contracciones musculares. Fuente: [6]	28
Figura 2.5.	Representación de un EEG común. Fuente: [7]	30
Figura 2.6.	Colocación de electrodos siguiendo el sistema internacional 10-20 . Fuente: [8]	31
Figura 2.7.	Principales ondas cerebrales, cada una asociada con un nivel diferente de conciencia, actividad mental y función cerebral	31
Figura 3.1.	Diseño del esquemático dividido en zona aislada y no aislada	40
Figura 3.2.	Diseño final 3D de la placa en vista frontal	41
Figura 3.3.	Diseño final 3D de la placa en vista trasera	43
Figura 3.4.	Diseño Layout de la PCB, con planos de masa	43
Figura 3.5.	ADCS 1198. Fuente: [9]	44

Figura 3.6.	Estructura interna del ADCS 1198. Fuente: [9]	46
Figura 3.7.	Microcontrolador ESP32-C3-DevKitC-02	51
Figura 4.1.	Posicionamiento de los electrodos para la Prueba 1. Fuente: Trabajo Fin de Grado Raquel Martínez Pérez	55
Figura 4.2.	Formas de onda EMG para abrir puño	56
Figura 4.3.	Formas de onda EMG para cerrar puño	57
Figura 4.4.	Colocación de electrodos ear-EEG	59
Figura 4.5.	Forma de onda tomando 80 muestras	60
Figura 4.6.	Forma de onda tomando 1650 muestras	60
Figura A.1.	Esquemático plano digital y analógico	67
Figura A.2.	Layout: planos de masa y enrutamiento	68
Figura A.3.	Vista frontal de la PCB ya soldada	69
Figura A.4.	Vista trasera de la PCB	70
Figura A.5.	Vista lateral de la PCB	70
Figura D.1.	Capa de cobre asociada a la cara superior	79
Figura D.2.	Máscara antisoldadura asociada a la cara superior	79
Figura D.3.	Máscara soldadura asociada a la cara superior	80
Figura D.4.	Serigrafía asociada a la cara superior	80
Figura D.5.	Capa de cobre asociada a la cara inferior	81
Figura D.6.	Máscara antisoldadura asociada a la cara inferior	81

Índice de tablas

Tabla 3.1.	Lista de materiales (BOM)	39
Tabla B.1.	Presupuesto de Componentes Electrónicos	71

1 Introducción

1.1. Motivación del estudio

En los últimos años, la monitorización de señales bioeléctricas como el electroencefalograma (EEG), ha cobrado una gran importancia tanto en el ámbito clínico como en la investigación biomédica. Estas señales ofrecen información crucial sobre el estado fisiológico y neurológico del ser humano, permitiendo detectar trastornos neurológicos, evaluar el estado de conciencia o incluso interactuar con sistemas externos mediante interfaces cerebro-computadora (BCI). La **Figura 1.1** muestra un esquema detallado de la colocación de electrodos para la captación de señales electroencefalográficas (EEG), que reflejan la actividad bioeléctrica cerebral. Sin embargo, los equipos comerciales destinados a la adquisición de este tipo de señales suelen ser costosos, de difícil acceso y poco adaptables a necesidades específicas de investigación o desarrollo. En este contexto, el presente Trabajo de Fin de Grado surge con la motivación de diseñar y fabricar un módulo de acondicionamiento y adquisición de señales EEG y EMG basado en tecnologías accesibles y open source, con el objetivo de acercar estas herramientas a estudiantes, investigadores y profesionales de la ingeniería biomédica. El proyecto se fundamenta en el uso del chip ADS1198 de Texas Instruments, un convertidor analógico-digital multicanal diseñado para la adquisición de señales biopotenciales, y el microcontrolador ESP32, que permite la transmisión de datos. Además de su relevancia técnica, este proyecto ha supuesto un reto formativo completo, ya que abarca desde el diseño del esquemático y la placa de circuito impreso (PCB) en KiCad, hasta la soldadura manual de los componentes, implementación del firmware en Arduino IDE y las pruebas experimentales mediante la adquisición de señales reales de EMG y de un ear-EEG. De esta forma, el trabajo no solo aporta una solución práctica y funcional, sino que también refleja el carácter multidisciplinar de la ingeniería biomédica.

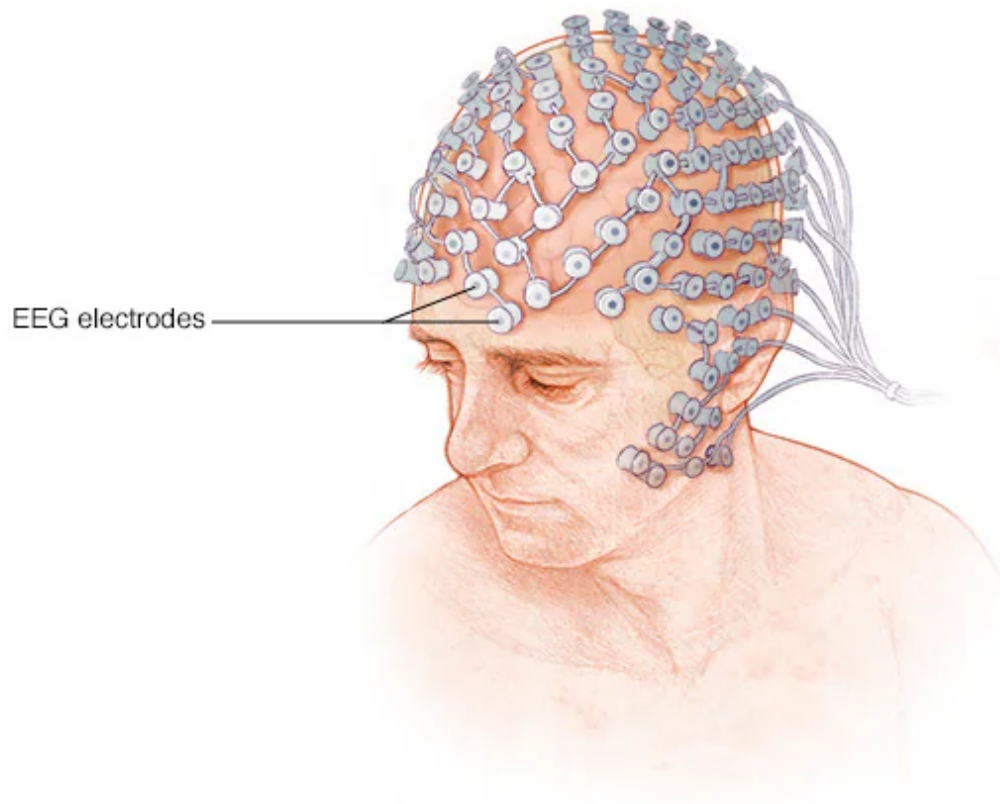


Figura 1.1: Colocación de electrodos para la adquisición de señales EEG. Fuente: [1]

1.2. Objetivo del trabajo

El objetivo general de este Trabajo de Fin de Grado es el diseño, desarrollo y validación de un módulo de adquisición de señales EEG basado en hardware libre y componentes de bajo coste, que permita la captación, acondicionamiento y transmisión inalámbrica de señales biopotenciales con calidad suficiente para aplicaciones biomédicas básicas y de investigación. Para alcanzar el propósito, se establecen los siguientes objetivos específicos:

1. Analizar las necesidades funcionales y técnicas para la adquisición de señales EEG, considerando sus características eléctricas, los requisitos de acondicionamiento y las limitaciones propias del entorno biomédico.
2. Diseñar el esquemático electrónico y el layout de la PCB empleando la herramienta

KiCad 8.0, tomando como referencia proyectos open source previos y adaptándolos a las necesidades del presente trabajo.

3. Seleccionar, adquirir y soldar manualmente todos los componentes electrónicos del sistema, garantizando la compatibilidad y el correcto ensamblaje de los mismos sobre la PCB fabricada.
4. Establecer comunicación mediante firmware a través de Arduino IDE entre el microcontrolador ESP32 y el chip ADS1198, permitiendo la configuración y adquisición de los datos de forma estable y eficiente.
5. Realizar pruebas experimentales con señales reales de EMG y EEG, verificando el funcionamiento del sistema
6. Documentar detalladamente el proceso de diseño, desarrollo e implementación, incluyendo los desafíos encontrados y las soluciones aplicadas, con el objetivo de generar un recurso útil para futuros proyectos académicos o profesionales.

1.3. Estado del arte

Como parte de la contextualización y del análisis preliminar necesario para llevar a cabo este Trabajo de Fin de Grado, resulta fundamental realizar una revisión detallada del estado del arte. Esto implica analizar los estudios más recientes y relevantes en el ámbito de la electroencefalografía y electromiografía, así como comprender las técnicas actuales utilizadas para la adquisición y el procesamiento de señales. El presente Trabajo de Fin de Grado se centra en el diseño y ensamblaje de una placa de circuito impreso personalizada para la adquisición de señales de EEG, utilizando el front-end analógico ADS1198 y el microcontrolador ESP32, tomando como referencia un proyecto de código abierto BioSignals. Este estado del arte revisa la literatura y los proyectos existentes para contextualizar y fundamentar el diseño propuesto. En primer lugar, encontramos el proyecto de BioSignals [2], tomado como referencia para el TFG. En concreto, BioSignals es una placa de detección biológica, como se puede observar en la **Figura 1.2**, de 8 canales de bajo costo, diseñada para adquirir EMG, ECG, EEG y otras bioseñales. Es un hardware completamente abierto y compacto (5x6 cm). Su diseño se basa en el microcontrolador STM32F103C8T6 y es compatible con la serie ADS1x9x de Texas

Instruments, incluyendo el ADS1198, ADS1298 y ADS1299, ofreciendo flexibilidad en precio y rendimiento. Las características clave incluyen hasta 8 canales a 24 bits, ganancia programable y aislamiento galvánico para seguridad.

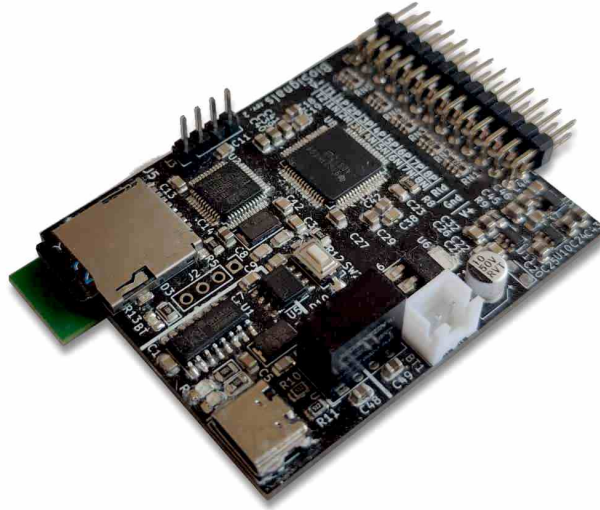


Figura 1.2: PCB BioSignals ensamblada. Fuente: [2]

Por otro lado como referencia en el campo encontramos OpenBCI [3], una plataforma BCI de código abierto ampliamente reconocida, que ofrece placas de adquisición versátiles para EEG, EMG y ECG. Sus opciones incluyen hardware de 8 canales (Cyton) y 16 canales (CytonDaisy), compatibles con diversos electrodos y respaldados por un ecosistema de software integral. Su éxito subraya el interés en la neurotecnología accesible y la flexibilidad de diseño para diferentes necesidades experimentales. En la **Figura 1.3** se puede observar el dispositivo con mayor número de ventas de OPENBCI conocido como The Ultracortex, diseñado para facilitar la adquisición de señales cerebrales de forma cómoda, ajustable y sin necesidad de electrodos gelificados. Su estructura impresa en 3D permite colocar múltiples electrodos en posiciones estándar del sistema 10-20, lo que lo hace compatible con aplicaciones de neurociencia.



Figura 1.3: Casco diseñado para facilitar la adquisición de señales cerebrales de forma cómoda desarrollado por OpenBCI. Fuente: [3]

1.4. Estructura de la memoria

La presente memoria se ha estructurado en cinco capítulos principales, más un apartado final de anexos. Cada capítulo se ha diseñado para abordar de forma ordenada y coherente los distintos aspectos técnicos y metodológicos del Trabajo de Fin de Grado, permitiendo seguir con claridad el desarrollo del proyecto desde su planteamiento inicial hasta su validación experimental y conclusiones finales. En el **capítulo 1** se expone la motivación del trabajo, los objetivos generales y específicos, el planteamiento del problema, el estado del arte y la metodología de trabajo empleada. Este apartado proporciona una visión general del contexto del proyecto y justifica su relevancia dentro del ámbito de la ingeniería biomédica. En el **capítulo 2** se presenta una revisión de los conceptos fundamentales relacionados con las bioseñales de interés en este trabajo, concretamente la electroencefalografía (EEG) y la electromiografía (EMG). Se describen sus características fisiológicas, rangos de frecuencia y amplitud, así como los principios básicos de adquisición y procesamiento que condicionan el diseño del sistema. El diseño propuesto del proyecto se recoge en el **capítulo 3**. Se describe el proceso de diseño de la placa de circuito impreso (PCB), incluyendo las restricciones de diseño, los requisitos funcionales del sistema, la selección de componentes electrónicos, y la implementación de los distintos módulos, como el módulo de adquisición analógica basado en el chip ADS1198, el módulo de

procesamiento y comunicación con el microcontrolador ESP32, y el sistema de alimentación. También se abordan aspectos de diseño del esquemático, layout, generación de archivos de fabricación y validaciones intermedias. El **capítulo 4** detalla las pruebas experimentales realizadas para validar el correcto funcionamiento del sistema, tanto a nivel de hardware como de adquisición de señal. Concretamente, se han llevado a cabo una prueba de EMG mediante movimientos voluntarios de la mano y una prueba de EEG desde el oído (ear-EEG). Se analizan las señales obtenidas, su calidad, comportamiento del sistema y posibles limitaciones observadas. En el **capítulo 5** se presentan las conclusiones finales extraídas tras la realización del proyecto, valorando el cumplimiento de los objetivos y la viabilidad del sistema desarrollado. Además, se proponen diversas líneas de mejora y evolución del proyecto, entre las que destaca la posibilidad de integrar la PCB en un casco tipo Ultracortex para mejorar la precisión y estabilidad en la adquisición de señales EEG. Finalmente, se incluyen **anexo A** con documentación complementaria que apoya y amplía la información técnica presentada, como esquemas eléctricos, vistas de la PCB, tablas de presupuesto en el **anexo B**, fragmentos de código en el **anexo C** y los Gerbers asociados a la PCB en el **anexo D**.

1.5. Metodología de trabajo

Para el desarrollo del presente Trabajo de Fin de Grado se ha adoptado una metodología en cascada, como la observada en la **Figura 1.4**, ampliamente utilizada en proyectos de ingeniería por su estructura secuencial y su capacidad para garantizar el control y verificación progresiva del diseño. Esta metodología resulta adecuada para el desarrollo de dispositivos electrónicos como el propuesto, ya que permite abordar el proceso de forma ordenada, desde la definición de requisitos hasta la implementación final, minimizando los riesgos y facilitando la detección temprana de errores. La metodología en cascada se caracteriza por dividir el trabajo en una serie de fases claramente definidas, en las que cada etapa depende de la finalización satisfactoria de la anterior. En este proyecto, el flujo de trabajo ha seguido las siguientes fases:

1. **Análisis de requisitos:** En esta etapa se identificaron las necesidades funcionales del sistema, así como las especificaciones técnicas necesarias para la adquisición de señales EEG. Se evaluaron factores como el número de canales, la resolución de muestreo, el

tipo de comunicación, el consumo energético y la portabilidad.

2. **Diseño del esquemático electrónico:** Con los requisitos definidos y partiendo del proyecto anteriormente mencionado de BioSignals, se procedió al diseño del circuito utilizando la herramienta KiCad 8.0, seleccionando los componentes adecuados e integrando el chip ADS1198 como núcleo del sistema de adquisición, junto con el microcontrolador ESP32 para la gestión y transmisión de los datos.
3. **Diseño del layout de la PCB:** Una vez validado el esquemático, se desarrolló el diseño físico de la placa de circuito impreso, prestando especial atención al enrutado de las señales analógicas para minimizar el ruido y las interferencias, así como al cumplimiento de las reglas de diseño eléctrico (DRC) y reglas de diseño físico (ERC).
4. **Generación de archivos de fabricación:** Finalizado el diseño del PCB, se generaron los archivos Gerber, la lista de materiales (BOM) y el archivo de posicionamiento de componentes (Pick and Place), necesarios para el proceso de fabricación de la placa.
5. **Montaje del dispositivo físico:** Tras la recepción de la PCB fabricada por una empresa externa, se procedió al montaje manual de los componentes electrónicos, incluyendo pasivos, integrados y conectores.
6. **Programación del microcontrolador:** Se comprobó el firmware utilizando el entorno Arduino IDE, estableciendo la comunicación con el chip ADS1198, configurando los registros adecuados y permitiendo la adquisición y transmisión de los datos a través del ESP32.
7. **Redacción de la memoria:** Finalmente, se documentó detalladamente cada etapa del proceso, recogiendo tanto los fundamentos teóricos como las decisiones de diseño, pruebas experimentales y resultados obtenidos.

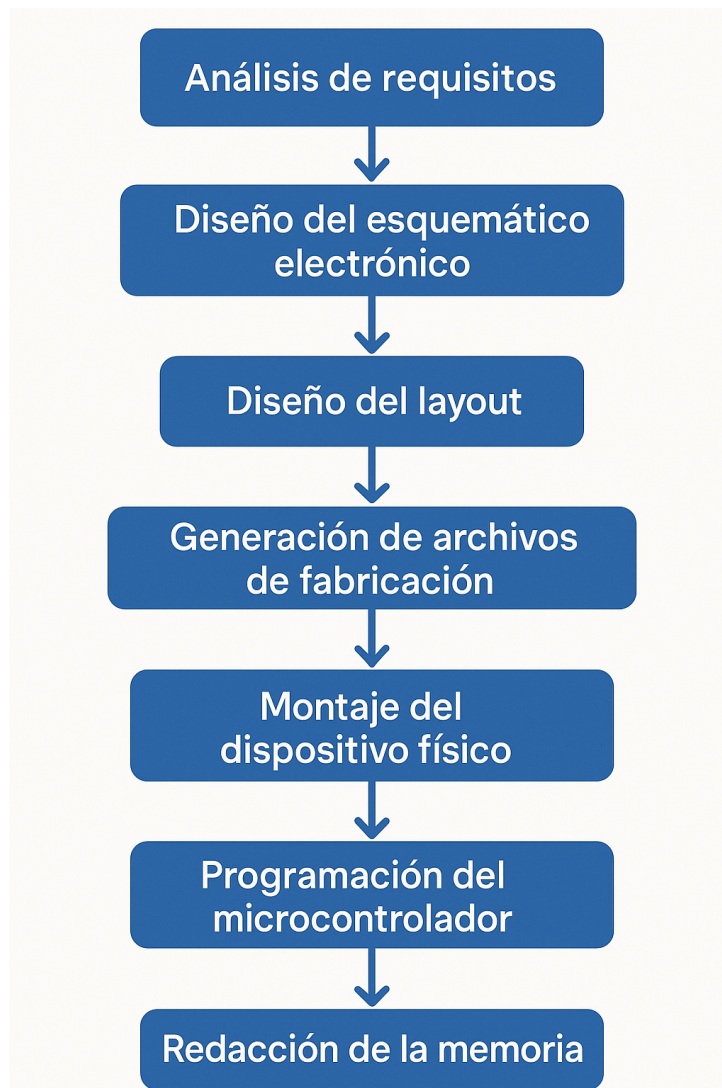


Figura 1.4: Representación de metodología en cascada empleada

2 Conceptos previos bioseñales

Las bioseñales eléctricas, como la electromiografía (EMG) y la electroencefalografía (EEG), reflejan la actividad fisiológica del cuerpo humano y pueden registrarse para su análisis con fines diagnósticos o de investigación. Estas señales ofrecen información valiosa sin necesidad de métodos invasivos, por lo que su estudio es fundamental en áreas como la ingeniería biomédica, la neurociencia y la rehabilitación. Esta breve introducción sobre bioseñales servirá como base técnica para el desarrollo de un Trabajo de Fin de Grado enfocado en estas dos técnicas. La electroencefalografía es una técnica que registra la actividad eléctrica del cerebro. Tiene un papel clave en el diagnóstico de epilepsia, trastornos del sueño y en la monitorización del nivel de anestesia durante intervenciones médicas. También se utiliza en investigación para estudiar procesos mentales complejos mediante el análisis de respuestas eléctricas del cerebro ante estímulos, conocidas como potenciales evocados y relacionados con eventos.

Por otro lado, la electromiografía permite evaluar el estado de los músculos y los nervios que los controlan. Es especialmente útil para diferenciar si una debilidad muscular se debe a una lesión nerviosa o a una enfermedad muscular. Además, se emplea para estudiar cómo se activan los músculos, la aparición de fatiga y diversas alteraciones neuromusculares.

La elección de EEG y EMG como foco del trabajo de fin de grado, es pertinente debido a su amplio espectro de aplicaciones clínicas y de investigación. Ambas técnicas se basan en la adquisición y el procesamiento de biopotenciales eléctricos. La capacidad de un mismo front-end analógico, como el ADS1198, para manejar ambas señales subraya su naturaleza bioeléctrica compartida y la necesidad de soluciones de adquisición versátiles en el diseño de sistemas

biomédicos. Esto posiciona el trabajo en un área de alto impacto en la salud y la tecnología, abordando principios fundamentales y aplicaciones prácticas.

2.1. Electromiografía

Como ya se ha comentado anteriormente, la electromiografía es una técnica utilizada para registrar la actividad eléctrica que producen los músculos esqueléticos cuando se contraen. En la **Figura 2.1** se puede observar la estructura que sigue el músculo esquelético y las unidades motoras. Es una herramienta muy útil en campos como la fisiología, la neurociencia, la biomecánica y la rehabilitación. La señal EMG se genera a partir de los potenciales de acción de las unidades motoras, que corresponden a la suma de las señales eléctricas de las fibras musculares activadas por una misma motoneurona. Estos potenciales surgen por el movimiento de iones a través de las membranas musculares durante la contracción.

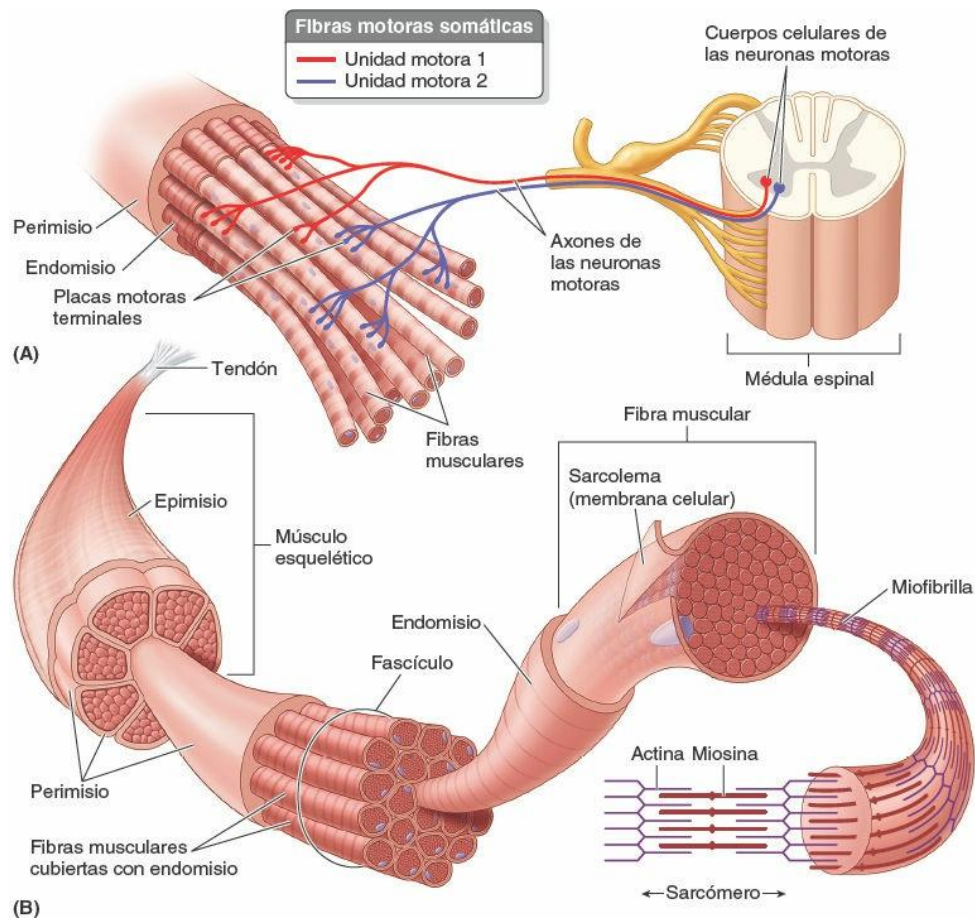


Figura 2.1: Estructura del músculo esquelético y las unidades motoras. Fuente: [4]

La fuerza de una contracción muscular depende del número de unidades motoras que se activan (reclutamiento) y de la frecuencia con la que lo hacen conocido como tasa de disparo. Este proceso sigue el llamado principio del tamaño, que indica que primero se activan las motoneuronas más pequeñas, las cuales generan menos fuerza. A medida que se necesita más fuerza, se reclutan unidades motoras más grandes. Comprender este origen fisiológico es fundamental para interpretar correctamente los cambios en la señal EMG, como las variaciones en la amplitud o la frecuencia, que pueden deberse a la fatiga muscular o a un patrón distinto de reclutamiento. De esta forma, es posible relacionar la señal eléctrica registrada con el funcionamiento del sistema nervioso y la respuesta del músculo, proporcionando una base para entender cómo se genera el movimiento.

2.1.1. Adquisición de datos EMG

La adquisición de señales EMG implica una serie de pasos críticos, desde la selección y colocación de electrodos hasta el acondicionamiento y la digitalización de la señal. Para la adquisición de señales EMG, se utilizan principalmente dos tipos de electrodos, pero para la toma de los datos mediante el prototipo propuesto se van a usar los más simples y accesibles:

- **Electrodos de superficie (sEMG):** Estos electrodos se colocan sobre la piel, directamente encima del músculo que se desea analizar. No son invasivos, y resultan cómodos e indoloros para el paciente. Ofrecen una visión general de la actividad muscular, por lo que se utilizan especialmente en músculos superficiales. Gracias a su facilidad de uso y su carácter no invasivo, son ampliamente empleados en entornos clínicos y en estudios fisiológicos. Comúnmente se usan dos electrodos activos que se colocan a lo largo de las fibras musculares con una distancia aproximada de 2cm entre ellos. Además de los electrodos activos, se utiliza un tercer electrodo que se coloca en una zona eléctricamente neutra como se puede observar en la **Figura 2.2**. Su función es reducir el ruido eléctrico y mejorar la calidad general de la señal registrada.

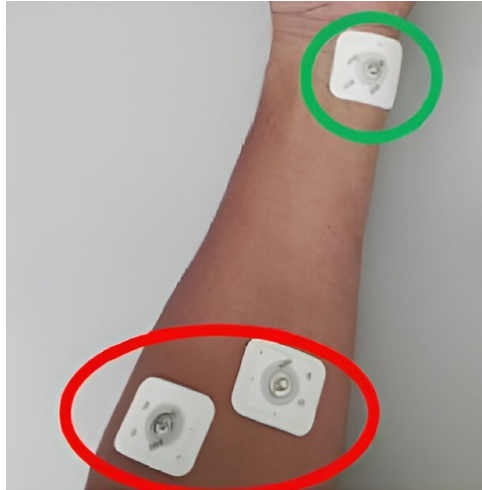


Figura 2.2: Disposición de los electrodos para el registro de una señal de EMG, rodeado de rojo electrodos activos y en verde el electrodo de referencia o tierra. Fuente: [5]

La preparación adecuada de la piel es fundamental para obtener señales EMG de calidad. Este proceso incluye la limpieza, evitando el uso de cremas o lociones que puedan interferir con la señal. El uso de gel conductor como el observador en la **Figura 2.3** nos puede ayudar para asegurar un buen contacto eléctrico. Durante la medición, el paciente debe mantenerse quieto y en silencio para evitar artefactos por movimiento. Si la piel no se prepara correctamente, puede aumentar la impedancia, lo que reduce la calidad de la señal y afecta negativamente la fiabilidad de los datos. Por ello, en un estudio que implique la adquisición de EMG, es imprescindible establecer un protocolo detallado de preparación cutánea. Durante este trabajo no ha sido nuestro objetivo centrarnos en la preparación para obtener las señales, ya que el objetivo principal de este Trabajo de Fin de Grado trata sobre el diseño de la placa de circuito impreso.

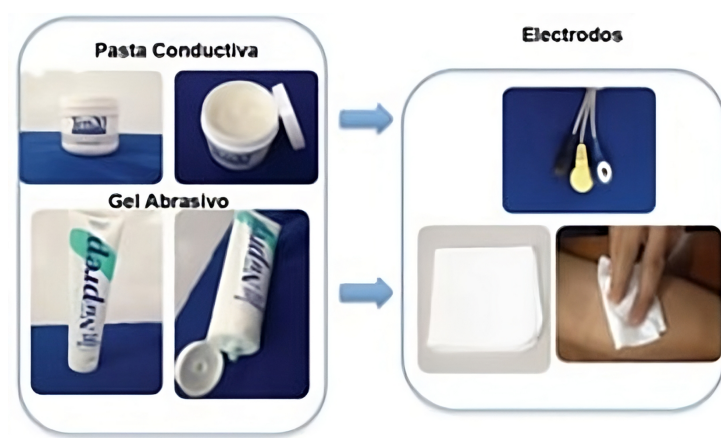


Figura 2.3: Preparación para la toma de EMG con pasta conductiva y gel abrasivo.

2.1.2. Características de la Señal EMG

La señal electromiográfica se caracteriza por su naturaleza aleatoria y puede modelarse mediante una distribución gaussiana [6]. Sus principales atributos son la amplitud, frecuencia y morfología que son fundamentales para su correcta interpretación y análisis.

En cuanto a la amplitud y potencia típica de la señal EMG, éstas presentan amplitudes tanto positivas como negativas, con un rango habitual de 0 a 10 mV de pico a pico o de 0 a 1.5 mV en valores RMS. No obstante, esta amplitud puede oscilar desde microvoltios hasta milivoltios, en función de diversos factores, como las condiciones de registro o la ubicación del electrodo. Una colocación adecuada del electrodo sobre la superficie del músculo permite obtener señales de mayor amplitud, ya que ésta es proporcional al número de unidades motoras activas y a sus tasas de disparo. En este sentido, amplitudes más elevadas reflejan una mayor activación muscular. En cuanto al rango de frecuencias y la morfología de la señal encontramos que el espectro de frecuencia de una señal EMG abarca generalmente desde 0 hasta 500 Hz, aunque la mayor parte de la energía útil se concentra entre los 50 y 150 Hz. En condiciones de reposo muscular, la actividad eléctrica es mínima. Sin embargo, al iniciar una contracción voluntaria como la observadas en la **Figura 2.4**, comienzan a aparecer potenciales de acción. A medida que la contracción se intensifica, se activan más fibras musculares, generando un patrón de interferencia compuesto por señales de distintas amplitudes y frecuencias. Al cesar la contracción, la señal disminuye nuevamente en amplitud. Desde el punto de vista morfológico, la señal EMG es el resultado de la superposición de potenciales de acción generados por pequeñas corrientes en múltiples fibras musculares pertenecientes a diferentes unidades motoras.

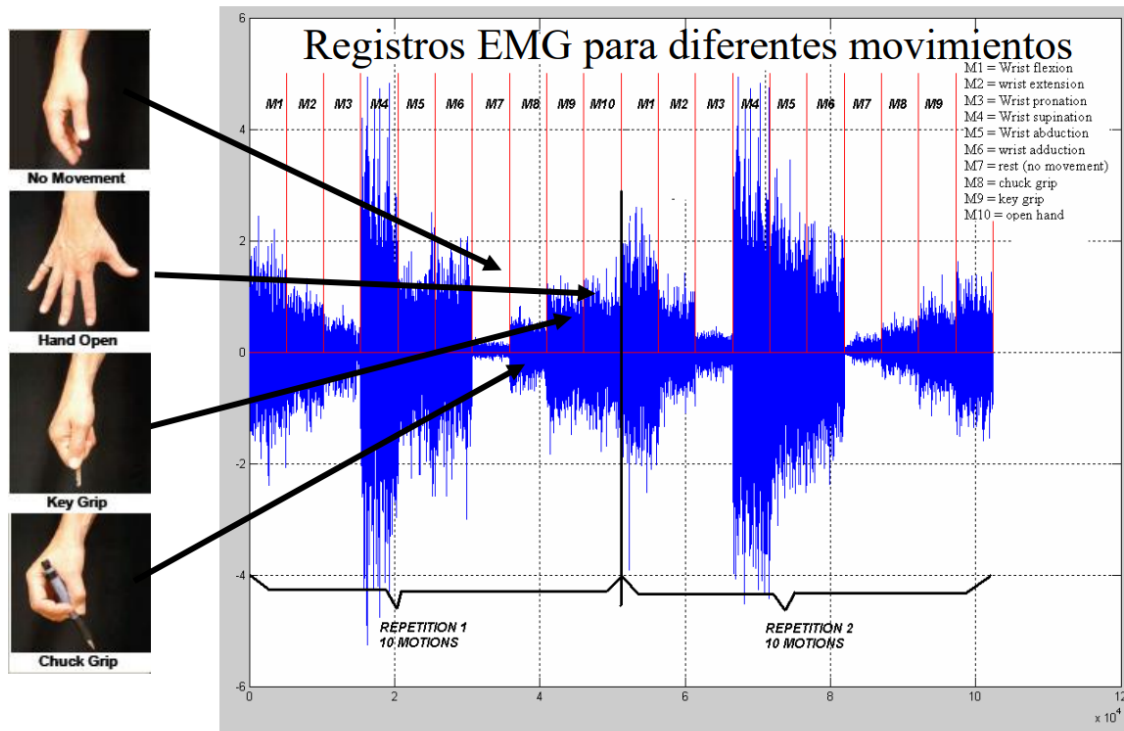


Figura 2.4: Señal EMG en movimientos de contracciones musculares. Fuente: [6]

A la hora de tomar este tipo de señales, la calidad de la señal EMG puede verse comprometida por diversas fuentes de ruido y artefactos. Entre las más relevantes se encuentran:

- **Interferencia de la red eléctrica (50/60 Hz):** Constituye una fuente frecuente de contaminación. Para su atenuación, se utilizan filtros de muesca (notch), blindaje adecuado y cables trenzados.
- **Contaminación por músculos adyacentes (crosstalk):** Se refiere a la interferencia generada por la actividad de músculos cercanos.
- **Artefactos por movimiento:** Surgen por desplazamientos relativos entre los electrodos y la piel o por el movimiento de los cables. Su impacto se mitiga asegurando los electrodos con cinta adhesiva o vendajes, y empleando filtros de paso alto entre 1 y 10 Hz.
- **Deriva de la línea base:** Causada por factores como el sudor o variaciones en la impedancia cutánea. Se previene mediante una adecuada preparación de la piel y el uso de

filtros de paso alto.

- **Ruido inherente del equipo:** Todo sistema electrónico genera cierto nivel de ruido, con componentes que pueden abarcar desde frecuencias muy bajas hasta varios kHz. Un diseño de circuito optimizado y el uso de equipos de alta calidad contribuyen a minimizar este tipo de interferencias.
- **Impedancia piel-electrodo:** Una impedancia elevada deteriora la calidad de la señal y reduce la relación señal/ruido. Puede minimizarse mediante una correcta preparación de la piel (limpieza y abrasión) y el uso de gel conductor. Además, el tamaño del electrodo influye directamente, electrodos de mayor superficie suelen presentar una menor impedancia.

La señal EMG presenta una variabilidad significativa que debe ser cuidadosamente considerada en cualquier estudio experimental. Esta variabilidad puede estar influenciada por factores anatómicos como la composición de tipos de fibras musculares o el grosor del tejido subcutáneo, fisiológicos como la fatiga, fuerza de contracción, frecuencia de disparo de las unidades motoras, y factores extrínsecos como el tipo, tamaño y colocación del electrodo, preparación de la piel, y nivel de ruido ambiental.

2.2. Electroencefalografía

La electroencefalografía como la observada en la **Figura 2.5**, es una técnica electrofisiológica utilizada para registrar la actividad eléctrica del cerebro [7]. Esta actividad es generada, en su mayoría, por las neuronas piramidales localizadas en la corteza cerebral, las cuales se encuentran orientadas de manera perpendicular a la superficie del encéfalo. La señal EEG resulta de la suma de los potenciales postsinápticos excitatorios e inhibitorios producidos por conjuntos relativamente numerosos de neuronas que se activan de forma sincrónica. Comprender el origen neurofisiológico de la señal EEG es esencial para interpretar adecuadamente las ondas cerebrales. A diferencia de otras técnicas, el EEG no detecta los potenciales de acción individuales, sino la actividad sináptica colectiva, lo que permite observar fenómenos asociados a distintos estados funcionales del cerebro, como el sueño o la actividad epiléptica. Estos

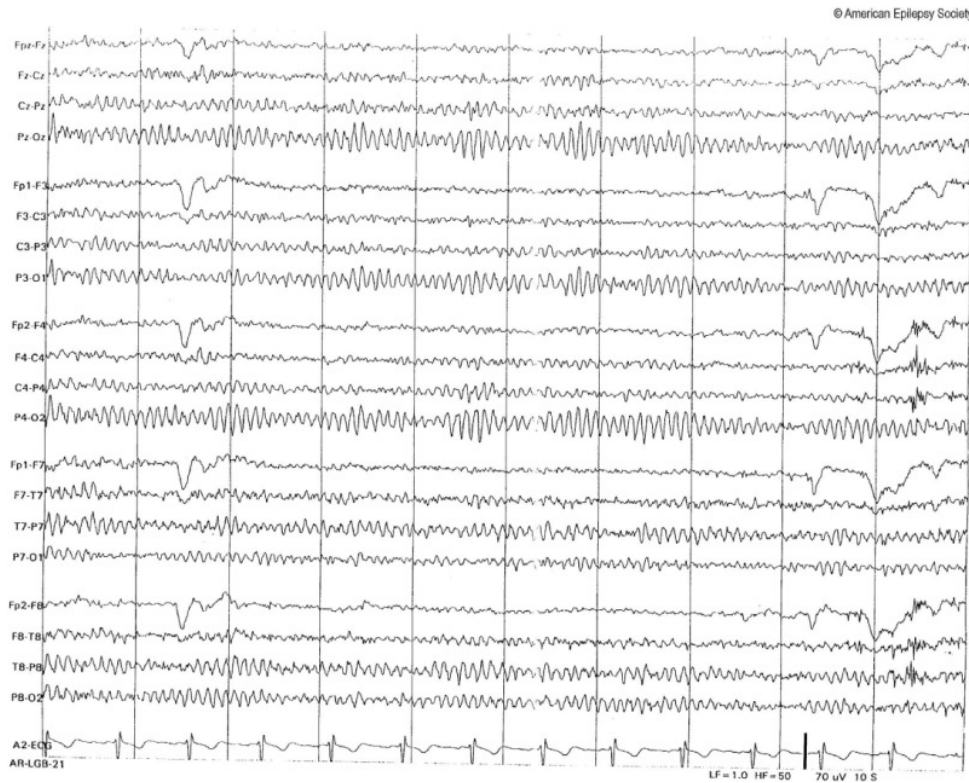


Figura 2.5: Representación de un EEG común. Fuente: [7]

estados implican cambios en la sincronización neuronal a gran escala, que se reflejan en variaciones características en la amplitud, frecuencia y morfología de las ondas EEG. Por tanto, el conocimiento de estos mecanismos es clave para una correcta interpretación de la señal en contextos clínicos. En cuanto a los electrodos y su colocación, es el sistema internacional 10-20 observado en la **Figura 2.6** el que estandariza la colocación de electrodos en el cuero cabelludo para registrar EEG, asegurando que cada posición corresponde a regiones específicas del cerebro. Esta metodología, basada en proporciones del tamaño del cráneo y referencias anatómicas, permite obtener registros consistentes y comparables. En el presente trabajo no vamos a tener en cuenta estos estándares y a modo de validación de que la placa de circuito impreso es funcional realizaremos un ear-EEG. Las señales electroencefalográficas se caracterizan por diversos parámetros fundamentales, entre los que destacan la amplitud, la frecuencia, la localización anatómica y la reactividad ante estímulos. Estos atributos permiten una descripción detallada de la actividad eléctrica cerebral y son esenciales para su interpretación clínica.

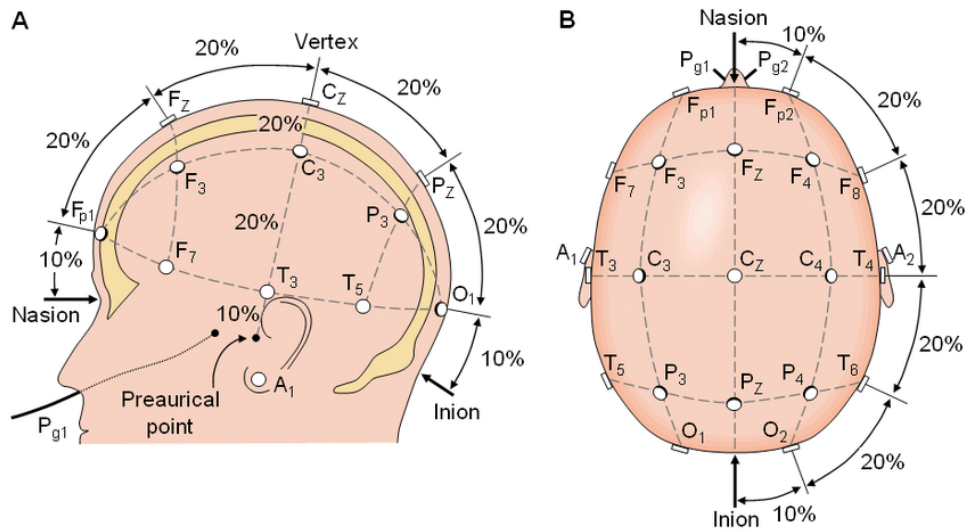


Figura 2.6: Colocación de electrodos siguiendo el sistema internacional 10-20 . Fuente: [8]

Sobre la amplitud y bandas de frecuencia típicas, encontramos que éstas presentan una amplitud muy baja, usualmente en el rango de los microvoltios (μV). Por ejemplo, las ondas beta suelen oscilar entre los 10 y 20 μV . El espectro de frecuencias del EEG se organiza convencionalmente en bandas nombradas con letras griegas: delta, theta, alfa, beta, y gamma, como podemos ver en la **Figura 2.7**, cada una asociada a diferentes estados fisiológicos y cognitivos. En registros de rutina sobre el cuero cabelludo, las frecuencias por debajo de 0,3–0,5 Hz suelen eliminarse mediante filtrado, y la actividad EEG raramente supera los 30 Hz.

Ondas cerebrales	Frecuencia	Estado mental
Onda delta	0,5 - 3 Hz	sueño profundo
Onda theta	4 - 7 Hz	sueño ligero
Onda alfa	8 - 13 Hz	despierto, relajado
Onda beta	14 Hz	despierto, excitado

Figura 2.7: Principales ondas cerebrales, cada una asociada con un nivel diferente de conciencia, actividad mental y función cerebral

La señal EEG se describe también en función de la morfología de las ondas, el patrón rítmico, su distribución espacial y la presencia de sincronía o asimetrías. Estos parámetros pueden variar significativamente según la edad del individuo, el estado de conciencia, el nivel de alerta y otras condiciones fisiológicas. Pero estas señales pueden ser susceptibles a múltiples fuentes de ruido y artefactos que pueden comprometer la calidad de los datos y la interpretación de los registros, como por ejemplo:

- **Impedancia piel-electrodo:** En los electrodos secos, la alta impedancia es una de las principales fuentes de ruido. Se recomienda una preparación adecuada de la piel y el uso de gel conductor para reducir esta interferencia.
- **Ruido de la red eléctrica (50/60 Hz)** Es común en entornos clínicos y de laboratorio. Su mitigación requiere el uso de blindaje pasivo o activo, así como electrodos activos.
- **Ruido térmico y de parpadeo (flicker noise):** Estos tipos de ruido, propios de los componentes electrónicos, afectan la señal de manera diferente según la frecuencia. El ruido térmico es constante, mientras que el de parpadeo disminuye con el aumento de frecuencia.
- **Offset y deriva:** El offset se refiere a un componente de corriente continua originado por el potencial de media celda entre el electrodo y la piel, mientras que la deriva implica variaciones lentas en la línea base. Ambos pueden afectar la estabilidad del registro.
- **Artefactos por movimiento de electrodos:** Incluso pequeños desplazamientos pueden generar picos de alta amplitud que contaminan el registro. El uso de gorros o correas ayuda a fijar los electrodos y minimizar este efecto.
- **Artefactos oculares (movimiento de ojos y parpadeo):** Generan señales que pueden interferir con la actividad cerebral registrada, especialmente en electrodos frontales.
- **Contaminación muscular (EMG):** La actividad de los músculos de la cabeza y el cuello puede introducir ruido significativo, particularmente en estados de tensión o movimiento involuntario.

3 Diseño propuesto

3.1. Restricciones de diseño de la placa de circuito impreso

Como se ha comentado anteriormente, el registro de señales EEG es una herramienta fundamental para el diagnóstico neurológico, la investigación en neurociencia y el desarrollo de tecnologías emergentes como las interfaces BCI. Sin embargo, los dispositivos comerciales disponibles en el mercado presentan importantes barreras de acceso debido a su elevado coste, su complejidad técnica y su escasa flexibilidad para adaptarse a proyectos educativos o de investigación en fase temprana. En el ámbito académico y de prototipado, estas limitaciones dificultan el desarrollo de soluciones personalizadas o experimentales, lo que representa un obstáculo para estudiantes e investigadores que deseen explorar, aprender o innovar en este campo. Aunque existen iniciativas basadas en hardware libre, muchas de ellas no ofrecen documentación completa, presentan problemas de compatibilidad o no están optimizadas para ser fabricadas, ensambladas y utilizadas fácilmente por un usuario sin experiencia. Por tanto, surge la necesidad de desarrollar un sistema de adquisición de biopotenciales y que sea:

- Funcional y fiable para captar señales biológicas reales (EEG/EMG).
- Accesible económicamente, utilizando componentes de bajo coste y disponibles en el mercado.
- Basado en plataformas open source, tanto a nivel de hardware como de software.
- Adaptable a diferentes entornos y necesidades, especialmente educativas y experimentales.

- Documentado de manera que facilite su replicación, uso y mejora por parte de otros usuarios.

El diseño de una placa de circuito impreso para la adquisición de señales EEG implica enfrentarse a diversas restricciones que deben ser consideradas desde las primeras fases del proyecto, ya que afectan directamente en la viabilidad, el rendimiento y el coste del sistema. En el desarrollo de la PCB presentada en este Trabajo de Fin de Grado se han identificado y gestionado las siguientes restricciones clave:

1. **Restricciones económicas:** Una de las premisas fundamentales del proyecto ha sido el bajo coste. Esto ha condicionado la selección de componentes, el tamaño de la PCB, y el número de capas (así, se ha optado por una PCB de dos capas en lugar de multicapa para poder soldar los componentes con mayor facilidad, buscando siempre una solución funcional pero asequible). Además, se ha dado prioridad a componentes fácilmente disponibles en el mercado para evitar costes adicionales por envíos internacionales o tiempos de espera prolongados.
2. **Restricciones de espacio:** El tamaño de la PCB debía ser compacto para facilitar el montaje, la portabilidad del dispositivo y su posible integración en futuras carcasas o soportes. Esto supuso un reto a la hora de enrutar señales analógicas sensibles junto con señales digitales y de alimentación, sin comprometer la integridad de la señal ni generar interferencias. Finalmente logrando un tamaño de 5cmx8cm
3. **Restricciones eléctricas y de ruido:** La adquisición de señales EEG requiere un diseño especialmente cuidadoso en cuanto a integridad de señal. El bajo voltaje y la alta impedancia de estas señales las hacen muy vulnerables al ruido eléctrico, tanto interno por cruce de señales en la propia PCB como externo debido a interferencias electromagnéticas.
4. **Restricciones de montaje:** Dado que el montaje de los componentes fue realizado de forma manual, se evitó el uso de componentes demasiado pequeños o de difícil soldadura. Se optó por encapsulados de tamaño razonable con código 0805. Esta decisión también tuvo en cuenta la posibilidad de que otros usuarios pudieran replicar el proyecto con medios limitados.

3.2. Requisitos del sistema

Para el diseño y desarrollo del sistema de adquisición de biopotenciales (principalmente señales EEG y EMG), fue necesario establecer una serie de **requisitos funcionales y técnicos** que garantizaran su viabilidad, seguridad y utilidad en entornos educativos o experimentales. Estos requisitos se definieron considerando tanto las características propias de las señales biológicas como las limitaciones prácticas del entorno de aplicación. A continuación, se detallan los principales:

1. Tipo de señal a capturar

El sistema está diseñado para la adquisición de señales biológicas como **electroencefalografía (EEG)** y **electromiografía (EMG)**, que presentan las siguientes características:

- **EEG:** señales de muy baja amplitud (entre $10 \mu\text{V}$ y $100 \mu\text{V}$) y baja frecuencia (0,1 Hz a 100 Hz, concentrándose la mayor parte de la información útil por debajo de los 40 Hz).
- **EMG:** señales de mayor amplitud (de $100 \mu\text{V}$ a varios mV) y frecuencias más altas (hasta 500 Hz o más).

Esto implica la necesidad de:

- Amplificación adecuada (alto CMRR).
- Filtrado paso banda apropiado para cada tipo de señal.
- Alta resolución en la conversión A/D (ADS1198: 16 bits).
- Protección contra interferencias (especialmente 50/60 Hz).

2. Número de canales

El sistema debía permitir la adquisición **multicanal** para captar actividad cerebral o muscular desde diferentes ubicaciones simultáneamente. Se seleccionó el chip **ADS1198**, que permite la lectura de **hasta 8 canales analógicos** de forma simultánea y síncrona. Esta capacidad multicanal es clave tanto para el análisis espacial de las señales EEG como para registrar múltiples grupos musculares en el caso del EMG.

3. Portabilidad y bajo consumo

Uno de los objetivos del diseño era lograr un dispositivo **portátil**, alimentable mediante conexión USB, y con un consumo energético reducido, lo que permite su uso en entornos sin infraestructura fija actividades docentes, prototipado. El uso del microcontrolador **ESP32 DevKitC-02**, con capacidad de procesamiento eficiente y conectividad inalámbrica (Bluetooth/WiFi).

4. Aislamiento paciente-dispositivo

Dado que el dispositivo se conecta al cuerpo humano, es esencial garantizar la seguridad del usuario, minimizando cualquier posible riesgo de descarga eléctrica o interferencia desde la fuente de alimentación. Se han aplicado medidas de diseño tales como:

- Protección de entradas analógicas mediante resistencias limitadoras y condensadores de desacoplo.
- Uso de fuentes de alimentación de baja tensión (5V).

Este diseño está orientado a usos no clínicos, como investigación y docencia, donde los requisitos de seguridad pueden ser gestionados bajo supervisión controlada.

5. Compatibilidad y expansión futura

El sistema está pensado para ser **modular y escalable**, permitiendo futuras ampliaciones tanto a nivel de hardware como de software. Algunos elementos clave en este sentido son:

- **ESP32**: con múltiples interfaces de comunicación (UART, SPI, I2C), lo que facilita la conexión con pantallas, módulos de almacenamiento, sensores adicionales o interfaces de usuario.
- **Conectores de expansión**: posibilidad de incluir cabeceras o conectores para facilitar modificaciones o ampliaciones del diseño.
- **Código open-source**: el firmware desarrollado en C++ bajo Arduino IDE, permitiendo su reutilización, modificación o mejora por parte de otros desarrolladores.

3.3. Arquitectura general del sistema

El sistema diseñado para la captación de señales EEG se basa en una arquitectura modular, organizada en bloques funcionales claramente diferenciados. Esta organización permite una mayor claridad en el diseño, así como una fácil modificación o expansión del sistema en el futuro.

1. Entradas (Electrodos):

- Señales EEG diferenciales recogidas mediante electrodos gelificados.
- Rango típico de $\pm 100 \mu\text{V}$ a $\pm 1 \text{ mV}$.
- Conectadas al sistema a través de un conector de 20 pines.

2. Acondicionamiento y protección:

- Filtros pasa bajos RC para eliminar ruido de alta frecuencia.
- Protección contra descargas electrostáticas (ESD) mediante diodos TVS.
- Conexión directa al ADC con entrada diferencial.

3. Conversión analógica-digital (ADC - ADS1198):

- Amplificadores de instrumentación integrados.
- Conversión a 16 bits con muestreo simultáneo en hasta 8 canales.
- Comunicación SPI con el microcontrolador.
- Alimentado con $\pm 2.5 \text{ V}$, separado galvánicamente del resto del sistema.

4. Aislamiento galvánico:

- Separación entre el dominio analógico (paciente) y el digital (ESP32).
- Comunicación mediante aislador digital ISO6741.
- Alimentación aislada mediante convertidor DC-DC.

5. Microcontrolador (ESP32-C3):

- Recepción de datos vía SPI.

- Procesamiento básico y empaquetado de datos.
- Envío de los datos.

3.3.1. Selección de componentes

Referencias	Valor	Footprint	Cantidad
C1, C4, C7, C12, C19, C20, C21, C22, C29, C34, C35	100n	C_0805_2012Metric_Pad	11
C2, C3, C6, C10, C11, C13, C32, C36, C38	10u	C_0805_2012Metric_Pad	9
C14, C15, C16, C17, C18, C23, C24, C27, C28	1u	C_0805_2012Metric_Pad	9
C8, C9	1n	C_0805_2012Metric_Pad	2
C25, C31	2.2u	C_0805_2012Metric_Pad	2
C33, C37	4.7u	C_0805_2012Metric_Pad	2
C5	10u, tant	C_0805_2012Metric_Pad	1
C26	22u	C_0805_2012Metric_Pad	1
C30	10n	C_0805_2012Metric_Pad	1
R1, R3	1k	R_0805_2012Metric	2
R2	1M	R_0805_2012Metric	1
D1	5819	D_SOD-123	1
D3	PWR_LED	LED_0805_2012Metric	1
U2, U4, U7, U8, U9, U11	TPD4E1U06	SOT-23-6	6
U1	AMS1117-3.3	SOT-223-3_TabPin2	1
U3	ADS1198PAG	TQFP-64_10x10mm_P0.5mm	1
U5	LM2664	SOT-23-6	1
U6	MIC5504-2.5YM5	SOT-23-5	1
U10	TPS72325	SOT-23-5	1
U12	CRE150505SC	Converter_DCDC_Murata	1
U14	ESP32-C3-DevKitC-02	ESP32-C3-DevKitC-02	1
U15	ADuM3151	SSOP-20_5.3x7.2mm_P0.65mm	1
CN1, CN2, CN3, CN4, CN5	1n	R_Array_Convex_4x0603	5
RN1, RN2, RN3, RN4, RN5	2.2k	R_Array_Convex_4x0603	5
BT1	5V Battery	PinHeader_1x02_P2.54mm	1
J1	Input	PinHeader_2x13_P2.54mm	1

Tabla 3.1: Lista de materiales (BOM)

3.3.2. Descripción del diseño

En primer lugar, se realizó el esquemático que representa la base conceptual y funcional del sistema electrónico diseñado para la adquisición de biopotenciales. En él se definen todas las conexiones eléctricas entre los componentes, así como sus funciones dentro del circuito. Es una herramienta esencial para garantizar la correcta implementación del diseño antes de pasar a la etapa de diseño de la placa de circuito impreso (PCB). En la **Figura 3.1** se observa el esquemático dividido en dos partes, una zona aislada integrando un front-end analógico para el acondicionamiento de la señal y la zona no aislada donde se encuentra el microcontrolador.

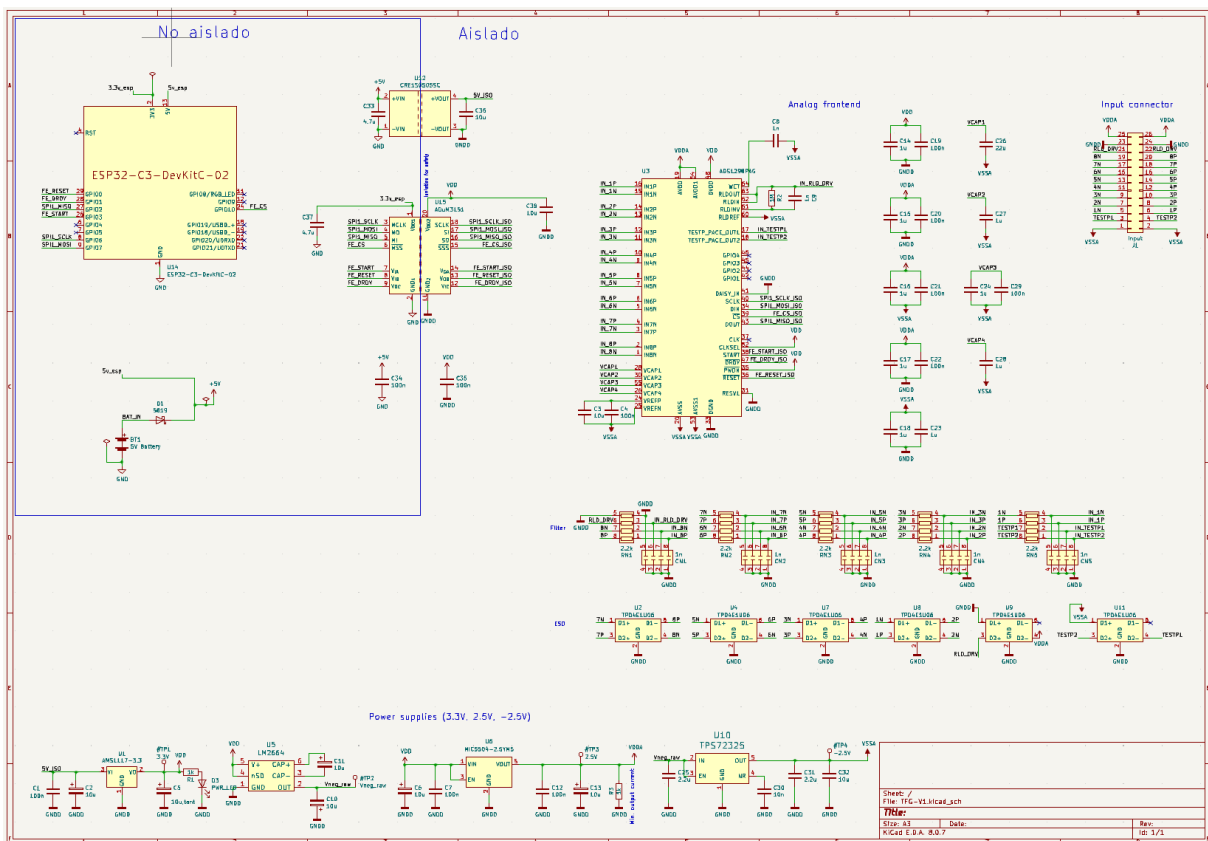


Figura 3.1: Diseño del esquemático dividido en zona aislada y no aislada

El diseño de esta placa de circuito impreso, mostrado en la **Figura 3.2**, muestra que está orientado a la adquisición de señales biopotenciales como EEG, EMG.

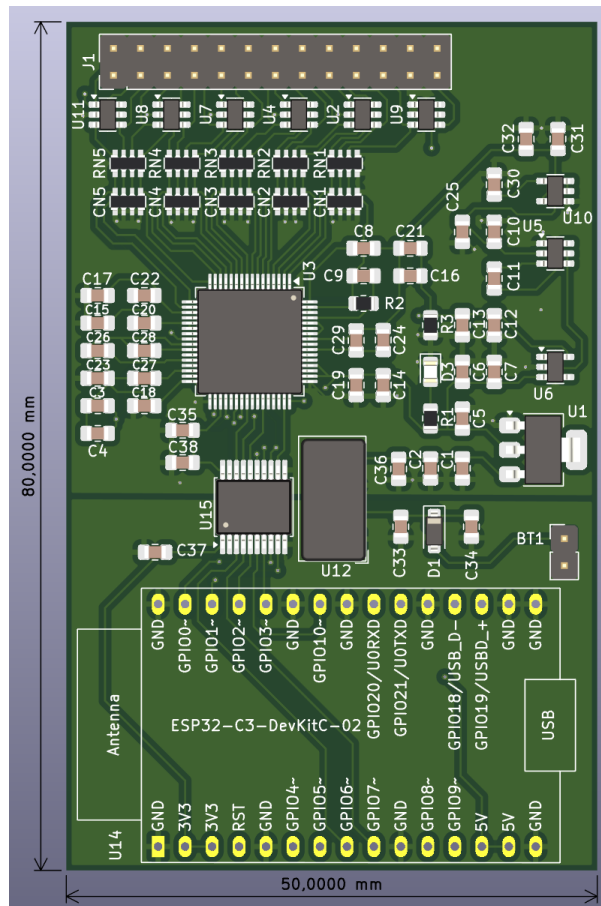


Figura 3.2: Diseño final 3D de la placa en vista frontal

A continuación, se detallan los principales bloques funcionales y la distribución de componentes:

1. **Microcontrolador principal – ESP32-C3:** En la parte inferior de la PCB (ver **Figura 3.2**) se encuentra integrado el microcontrolador ESP32-C3-DevKitC-02, encargado de la adquisición digital de los datos provenientes del convertor ADC, así como de la transmisión de datos. Este módulo incluye conectores accesibles desde el borde de la placa, permitiendo su integración con otros sistemas o placas auxiliares. El ESP32-C3 es una opción eficiente y de bajo consumo energético, compatible con el entorno de desarrollo Arduino y con soporte para protocolos de comunicación serie UART, SPI, I2C
2. **Conector de entrada de señales:** En la parte superior de la placa se encuentra un conector hembra multipin, diseñado para la conexión de señales biopotenciales externas provenientes de electrodos. Este conector (etiquetado como J1) permite una conexión

segura y organizada de los distintos canales analógicos que serán digitalizados posteriormente.

3. **Sistema de acondicionamiento y digitalización – ADS1198:** En el centro de la placa que se muestra en la **Figura 3.2** se sitúa el circuito integrado U3, correspondiente al ADS1198 de Texas Instruments. Este componente es un conversor analógico-digital (ADC) de 8 canales con resolución de 16 bits, especialmente diseñado para aplicaciones biomédicas. Alrededor del ADS1198 se ha dispuesto una red de componentes pasivos (capacitores y resistencias) que forman parte de los filtros analógicos encargados de adecuar la señal antes de la conversión digital. Las redes de resistencias etiquetadas como RN1 a RN5, junto con los capacitores C1 a C28, forman filtros pasabanda diseñados para eliminar el ruido de alta frecuencia y el offset de continua, preservando las bandas de frecuencia relevantes para las señales de interés
4. **Regulación y alimentación:** En la esquina inferior derecha de la placa se encuentra el sistema de alimentación. Se ha dispuesto un conector para batería (BT1), así como una entrada USB que permite alimentar la placa desde un ordenador o cargador externo. El circuito incluye un regulador de voltaje (U1) que estabiliza la alimentación hacia el resto de componentes electrónicos. Se han dispuesto múltiples líneas de distribución de voltaje etiquetadas como 5V, 3V3 y GND, visibles en los pines laterales del módulo ESP32-C3. Además, se han incluido capacitores de desacoplo (C31 a C38) próximos a los chips integrados para garantizar una alimentación estable y minimizar el ruido. Como feedback para la alimentación se ha integrado un diodo LED como indicador visual.

Previamente a tener esta visión 3D de la placa de circuito impreso, se realizó un enrutamiento de las pistas muy complejo ya que, en todo momento, se quiso diseñar la PCB para el ensamblado de componentes en una sola capa como podemos observar en la **Figura 3.3**, quedando la capa bottom completamente desértica de componentes. En la **Figura 3.4** se puede observar el organizado enrutamiento de pistas, intentando obtener el menor número de vías pasantes y conexiones entre componentes lejanos.

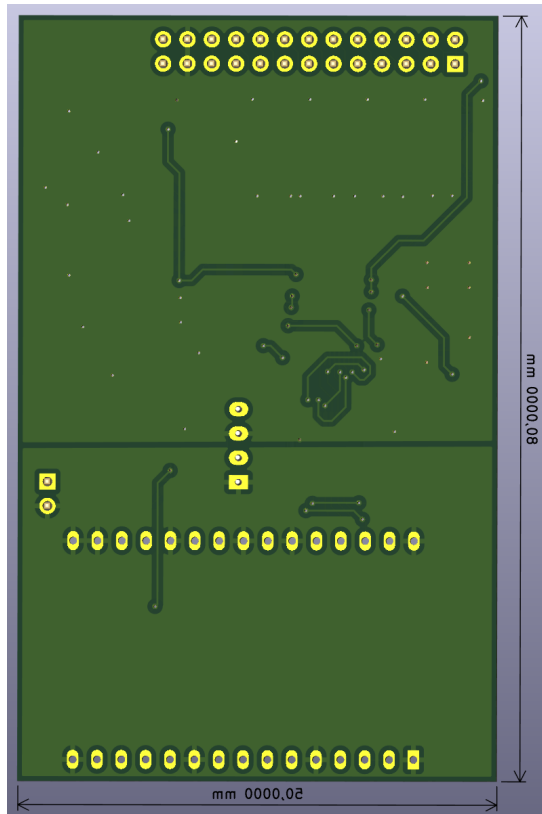


Figura 3.3: Diseño final 3D de la placa en vista trasera

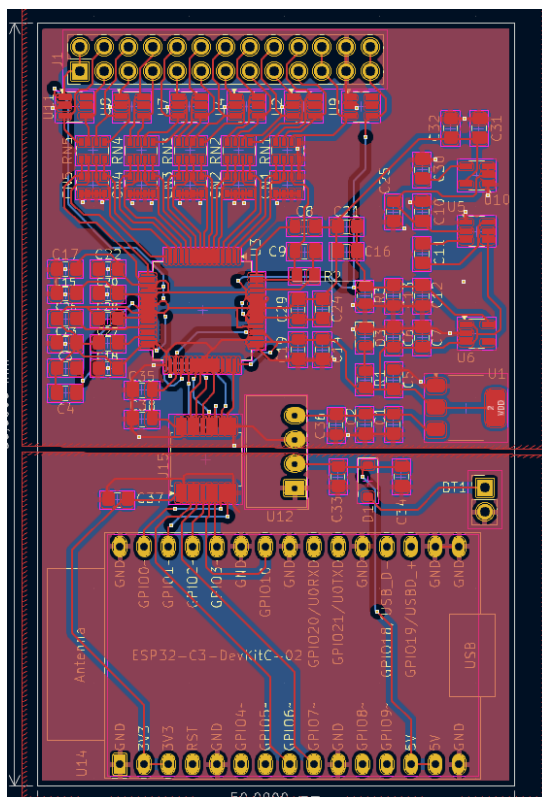


Figura 3.4: Diseño Layout de la PCB, con planos de masa

3.4. Módulo de adquisición analógica

El ADS1198 [9] observado en la **Figura 3.5** es un front-end analógico de 8 canales y 16 bits de bajo consumo, diseñado específicamente por Texas Instruments para la medición de biopotenciales, como las señales de electroencefalografía (EEG), electrocardiografía (ECG) y electromiografía (EMG). Su alta integración y rendimiento lo hacen ideal para sistemas de instrumentación médica escalables, reduciendo el tamaño, el consumo de energía y el costo general.

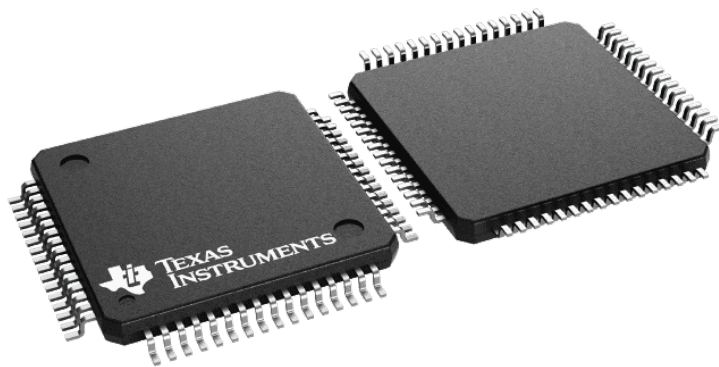


Figura 3.5: ADCS 1198. Fuente: [9]

El ADS1198 se destaca por varias características que lo hacen adecuado para la adquisición de señales biomédicas de baja amplitud y alta sensibilidad al ruido:

- **Canales y Resolución:** Ofrece ocho canales de entrada diferenciales simultáneos y una resolución de 16 bits.
- **Amplificadores de Ganancia Programable (PGA):** Cada canal incluye un PGA de bajo ruido con ganancias seleccionables de 1, 2, 3, 4, 6, 8 o 12.
- **Relación de Rechazo de Modo Común (CMRR):** Su alta CMRR de -105 dB es crucial para rechazar la interferencia de modo común, un problema frecuente en las mediciones de biopotenciales.
- **Corriente de Polarización de Entrada:** Tiene una corriente de polarización de entrada muy baja de 200 pA.
- **Tasa de Datos:** Admite tasas de datos desde 125 muestras por segundo (SPS) hasta

8 kSPS.

- **Consumo de Energía:** Es un dispositivo de bajo consumo, con un consumo típico de 0,55 mW por canal.
- **Soporte de Estándares:** Cumple con varios estándares médicos como AAMI EC11, EC13, IEC60601-1, IEC60601-2-27 e IEC60601-2-51, lo que marca su idoneidad para aplicaciones médicas.
- **Suministro de Energía:** Puede operar con suministros unipolares o bipolares, con un rango analógico de 2,7 V a 5,25 V y un rango digital de 1,65 V a 3,6 V.

3.5. Arquitectura Interna y Procesamiento de Señales

El ADS1198 es una familia de convertidores analógico-digitales (ADC) delta-sigma ($\Delta\Sigma$) de muestreo simultáneo. Su arquitectura interna observada en la **Figura 3.6** incluye:

- **Amplificadores de Ganancia Programable (PGA):** Estos amplificadores son la primera etapa de acondicionamiento de la señal, amplificando las débiles señales de bio-potenciales antes de la conversión analógico-digital.
- **Convertidores Analógico-Digitales (ADC):** Después de la amplificación, las señales se digitalizan mediante los ADCs de alta resolución.
- **Multiplexor de Entrada Flexible:** Cada canal tiene un multiplexor de entrada flexible que puede conectarse de forma independiente a señales generadas internamente para pruebas, medición de temperatura y detección de desconexión de electrodos (lead-off detection).
- **Amplificador Right Leg Drive (RLD) Integrado:** El circuito RLD es fundamental para reducir la interferencia de modo común. Promedia el voltaje del par de electrodos diferenciales para detectar el voltaje de modo común, lo amplifica, lo invierte y lo retroalimenta al cuerpo a través de un tercer electrodo (electrodo RLD). Cualquier configuración de canales de entrada puede seleccionarse para la derivación de la señal de salida RLD.

- Detección de Desconexión de Electrodo (Lead-Off Detection):** El ADS1198 incluye circuitos internos para detectar si un electrodo se ha desconectado. Esto se puede implementar internamente utilizando una resistencia pull-up/pull-down o una fuente/sumidero de corriente de excitación. Esta función es vital para garantizar la calidad de la señal y la seguridad del paciente.
- Oscilador y Referencia Internos:** El chip integra un oscilador y una referencia de voltaje interna, lo que simplifica el diseño del sistema al reducir la necesidad de componentes externos.
- Modo de Detección de Marcapasos (Pace Detection):** El dispositivo puede operar a altas tasas de datos, lo que permite la implementación de la detección de marcapasos por software.

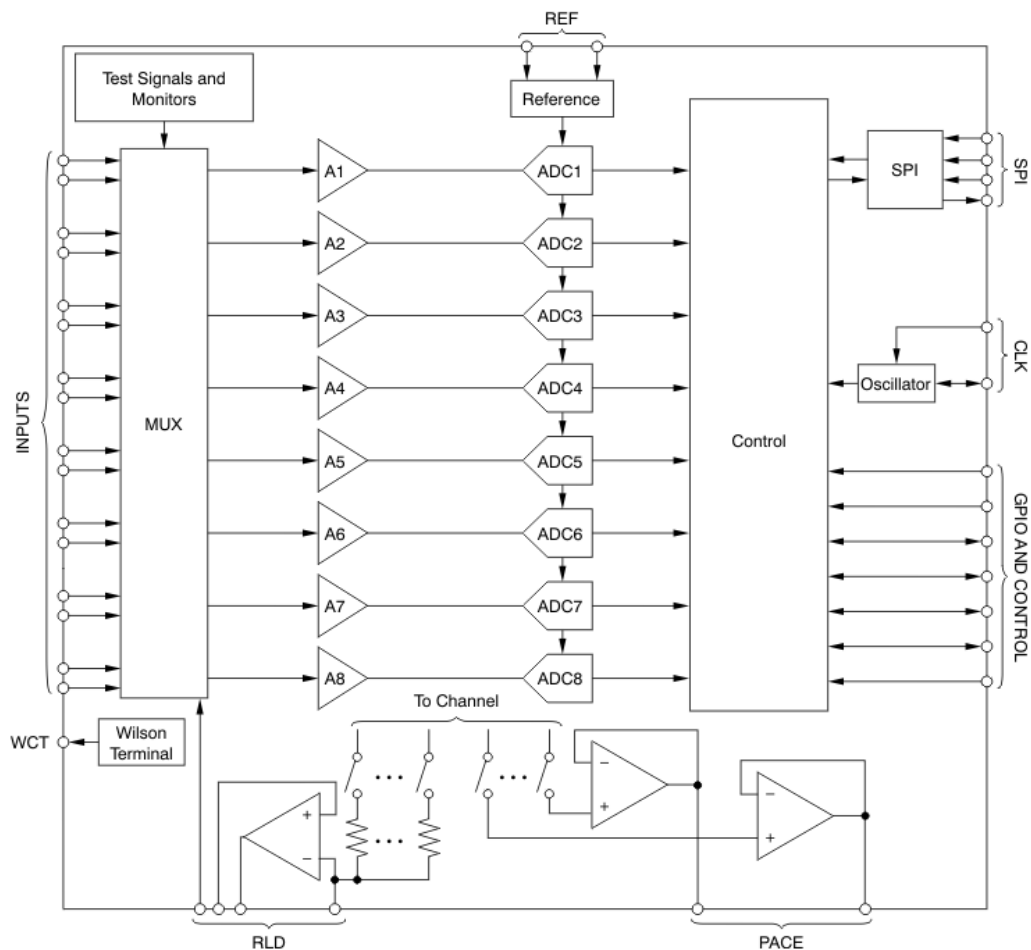


Figura 3.6: Estructura interna del ADCS 1198. Fuente: [9]

3.5.1. Protocolo de Comunicación (SPI)

El ADS1198 se comunica con microcontroladores a través de una interfaz serie compatible con SPI (Serial Peripheral Interface). SPI es un bus de datos síncrono que utiliza líneas separadas para datos y un reloj para mantener la sincronización. Las cuatro señales principales de SPI son:

- **SCLK (Serial Clock):** Generada por el maestro (microcontrolador, en este caso el ESP32) para sincronizar la comunicación.
- **CS (Chip Select):** Una señal activa baja del maestro para seleccionar el dispositivo esclavo (ADS1198) con el que se desea comunicar.
- **DIN (Data Input) / MOSI :** Línea de datos del maestro al esclavo.
- **DOUT (Data Output) / MISO :** Línea de datos del esclavo al maestro.

La comunicación se realiza mediante comandos específicos como WAKEUP, STANDBY, RESET, START, STOP, RDATA para leer datos, RREG para leer registros y WREG para escribir registros y la configuración de registros internos.

3.6. Filtrado y protección

Para reducir el ruido de alta frecuencia antes de que la señal llegue al convertor ADC (ADS1198), se han incorporado filtros pasivos RC en las entradas diferenciales de cada canal.

Objetivos del filtro:

- Atenuar el ruido por encima del rango EEG típico (0,5 Hz – 100 Hz).
- Suprimir interferencias electromagnéticas de dispositivos cercanos.
- Limitar el ancho de banda para prevenir aliasing antes del muestreo.

Protección ESD: La protección contra descargas electrostáticas es fundamental para evitar daños en los circuitos de entrada cuando el usuario conecta o manipula los electrodos.

Implementación:

- Uso de diodos TVS (Transient Voltage Suppression) como el **TPD4E1U06** en este caso.
- Estos dispositivos desvían a tierra los picos de tensión inducidos por cargas estáticas antes de que alcancen el ADS1198.

Ventajas:

- Alta velocidad de respuesta ante sobrevoltajes.
- Baja capacitancia, lo que minimiza su impacto sobre la señal útil.

Consideraciones de ruido y compatibilidad electromagnética (EMC): En aplicaciones de EEG, minimizar el ruido es esencial para preservar la integridad de la señal. Además del filtrado y la protección, se han tenido en cuenta diversas técnicas de diseño para mejorar la inmunidad electromagnética:

Medidas aplicadas:

- Separación física entre el dominio analógico y digital en la PCB.
- Uso de planos de masa separados (VSSA para analógico, GND para digital).
- Enrutamiento de pistas diferenciales lo más simétrico posible.
- Minimización del área de lazo de señal para reducir susceptibilidad a campos magnéticos.
- Capacitores de desacoplo cercanos a cada pin de alimentación (100 nF + 10 μ F).
- Impedancia de entrada alta y filtrado para mejorar la inmunidad al ruido común.

3.7. Aislamiento galvánico

En la adquisición de señales biopotenciales, como el EEG, es fundamental garantizar la seguridad del paciente y proteger el sistema ante posibles diferencias de potencial entre el cuerpo y el dispositivo electrónico. Por este motivo, se ha implementado aislamiento galvánico entre la parte analógica conectada al paciente y la parte digital, donde se ubica

el microcontrolador y la entrada de alimentación.

3.7.1. Razones principales para el aislamiento

- **Seguridad eléctrica**, evita que una falla en la alimentación o el sistema digital cause una descarga eléctrica al paciente.
- **Reducción de ruido de modo común**, desacopla el plano de masa del paciente respecto al plano de masa del sistema, reduciendo interferencias por bucles de tierra.
- **Cumplimiento normativo**, los estándares como **IEC 60601-1** exigen aislamiento galvánico en dispositivos médicos que se conectan directamente al paciente.
- **Mejora de la calidad de señal**, se reducen acoplamientos indeseados y se mejora la inmunidad al ruido, especialmente en señales tan débiles como las del EEG.

3.7.2. Aislamiento de alimentación – Conversor DC-DC: CRE1S0505SC

Para el aislamiento de la alimentación se ha utilizado el convertidor **CRE1S0505SC**, que proporciona una salida aislada de +5 V a partir de una entrada también de +5 V.

- **Encapsulado compacto**, ideal para aplicaciones portátiles.
- **Aislamiento de 1000 VDC**, adecuado para separar la parte de paciente del resto del sistema.
- Alimenta el lado analógico, incluyendo el ADS1198, sin contacto directo con la fuente digital o batería principal.
- Acompañado de condensadores de desacoplo (C33, C36), para estabilizar la tensión y reducir el ruido.

3.7.3. Aislamiento de datos – ADuM3151

Para aislar la comunicación SPI entre el **ESP32-C3** y el **ADS1198**, se ha usado el **ADuM3151**, un aislador digital de Analog Devices:

- Especializado en **interfaces SPI**, con 7 canales de aislamiento (4 de entrada, 3 de salida).
- Usa tecnología iCoupler® (aislamiento capacitivo) con retardo bajo y sincronización precisa.
- Lado primario alimentado a 3.3 V (desde el ESP32), lado secundario a 5 V (desde el CRE1S0505SC).

Permite la transmisión segura y aislada de las señales: SPI_SCLK, MOSI, MISO, CS, FE_START, FE_RESET, FE_DRDY.

3.8. Microcontrolador y comunicación

El sistema diseñado incorpora como unidad de control principal el microcontrolador **ESP32-C3-DevKitC-02** observado en la **Figura 3.7**, una plataforma de bajo consumo y alto rendimiento basada en arquitectura RISC-V de 32 bits. La elección de este microcontrolador se justifica por su buena relación entre capacidad de procesamiento, conectividad y eficiencia energética, lo cual resulta especialmente útil en sistemas portátiles de adquisición de señales biomédicas.

El ESP32-C3 desempeña las siguientes funciones dentro del sistema:

- **Gestión de la interfaz SPI aislada** con el frontend analógico (ADS1198), mediante la cual se realiza la adquisición periódica de datos multicanal desde el convertor ADC integrado en dicho chip.
- **Control de señales auxiliares** de sincronización y estado, tales como FE_START, FE_RESET y FE_DRDY, necesarias para el correcto funcionamiento del módulo de adquisición.

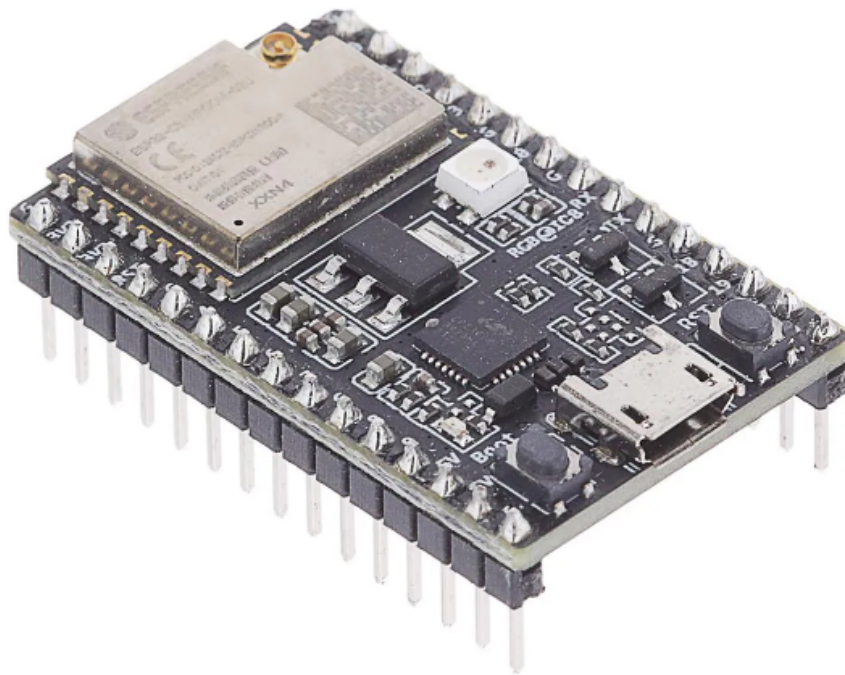


Figura 3.7: Microcontrolador ESP32-C3-DevKitC-02

- **Preprocesamiento básico** de los datos recibidos, que pueden incluir operaciones como empaquetado, detección de errores o filtrado digital, si se requiere.
- **Transmisión inalámbrica de los datos adquiridos**, utilizando la interfaz Bluetooth Low Energy (BLE), hacia un dispositivo receptor (por ejemplo, un ordenador o un teléfono móvil).

El ESP32-C3 se alimenta con una tensión de 3.3 V y se encuentra situado en el dominio no aislado del sistema, es decir, su referencia de masa no está conectada directamente al paciente, lo cual cumple con las condiciones de seguridad necesarias.

4 Resultados y pruebas

Para el desarrollo de las pruebas se configuró el prototipo con una ganancia de 12 dB y una frecuencia de muestreo de 2000 Hz. La comunicación entre el microcontrolador y el ordenador se realizó a través del puerto serie, con una velocidad de 2 Mbps, mientras que la transmisión de datos mediante la interfaz SPI se estableció a 5 MHz, según los parámetros definidos en la biblioteca utilizada [10]. Sin embargo, se observó que el microcontrolador no era capaz de transmitir todos los datos muestreados a través del puerto serie debido a su velocidad limitada. Por este motivo, fue necesario cambiar la frecuencia de muestreo a 400 kHz para evitar la pérdida de datos y asegurar una transmisión estable. Para validar el correcto funcionamiento del sistema desarrollado, se llevaron a cabo dos pruebas experimentales orientadas a la adquisición de biopotenciales reales: una prueba de electromiografía (EMG) y otra de electroencefalografía desde el oído (ear-EEG). Estas pruebas permitieron verificar la calidad de las señales capturadas, así como el correcto funcionamiento del hardware y el firmware implementados.

4.1. Prueba 1: Electromiografía

La primera prueba fue realizada por la alumna Raquel Martínez Pérez como base para su Trabajo Fin de Grado, y consistió en la captación de señales de electromiografía mediante la colocación de electrodos superficiales sobre los músculos del antebrazo. El protocolo fue sencillo, el sujeto realizó movimientos repetitivos de abrir y cerrar la mano, generando así contracciones musculares voluntarias que pudieran ser detectadas por el sistema. Durante la prueba se observó una señal clara con picos de actividad coincidentes con los momentos de contracción, lo que permitió comprobar que el sistema era capaz de registrar variaciones de amplitud en el rango típico de señales EMG. Además, la respuesta en tiempo real y la transmisión de datos se mantuvieron estables, sin pérdidas de paquetes ni distorsión perceptible. La colocación de electrodos para esta prueba siguió las recomendaciones del proyecto europeo SENIAM (Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles) [11], que aconseja que la separación entre los centros de los electrodos de un mismo canal sea como mínimo de 20 mm. Esta distancia contribuye a mejorar la calidad de la señal electromiográfica y a reducir la interferencia entre canales adyacentes (crosstalk). Antes de colocar los electrodos, la piel debe limpiarse con alcohol para asegurar una buena adherencia. En el antebrazo se colocaron dos anillos concéntricos compuestos por 8 electrodos cada uno, con una separación de 20 mm entre los centros de los electrodos correspondientes de ambos anillos. Uno de los anillos funcionará como el polo positivo y el otro como el polo negativo de los canales. La posición de estos anillos se ubicará de modo que su punto medio esté a una distancia equivalente a un tercio de la longitud del antebrazo desde el codo. El electrodo de referencia se colocará en el dorso de la mano opuesta a la que realizará la actividad muscular. Como se representa en la **Figura 4.1**, el anillo situado más lejos del codo corresponde a los polos positivos, mientras que el más cercano contiene los polos negativos.

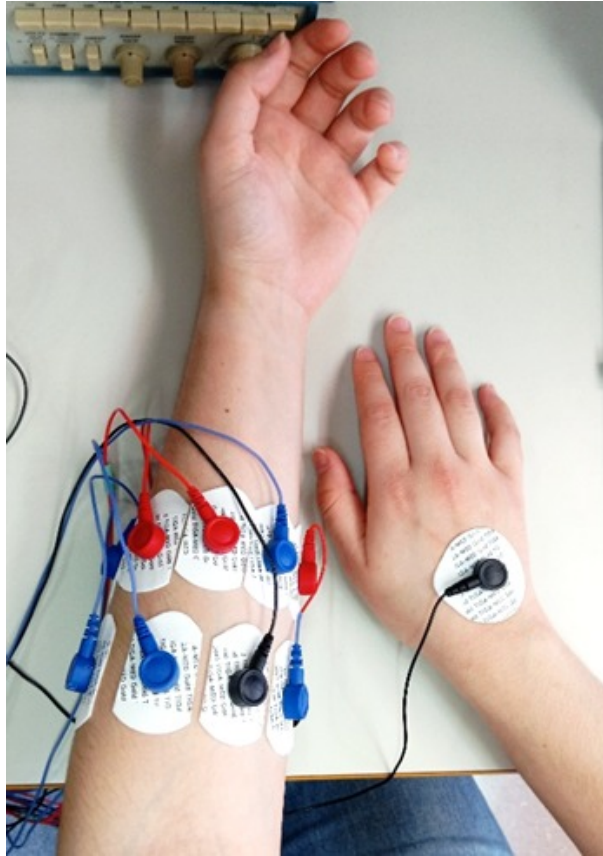
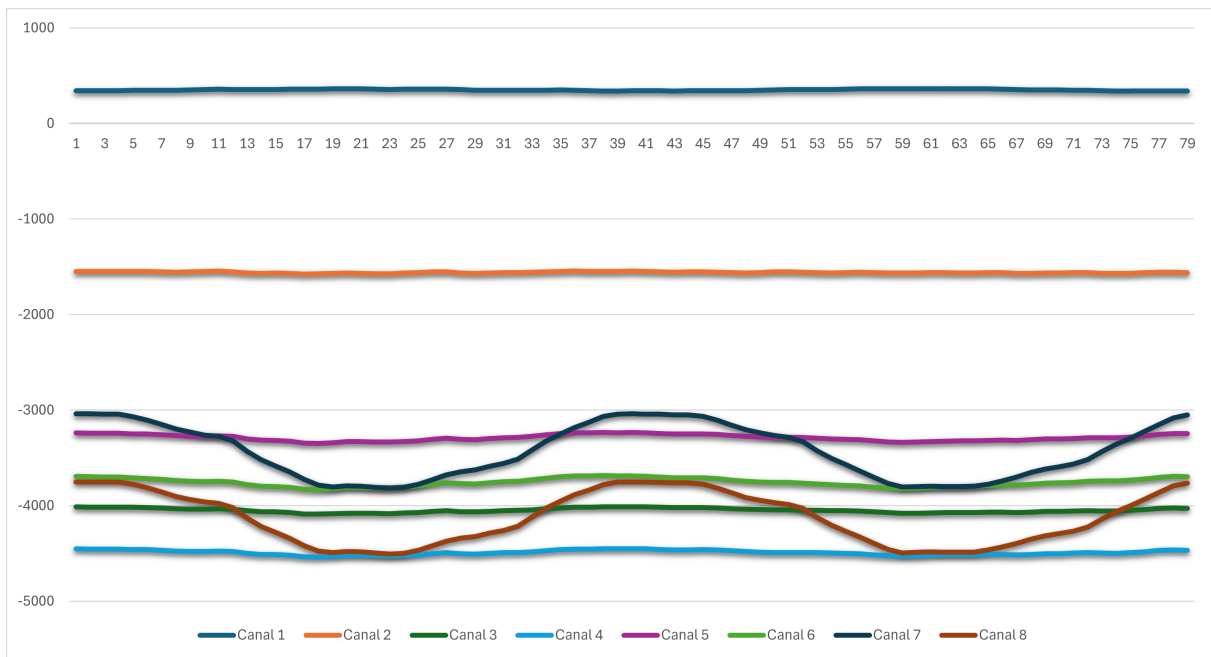


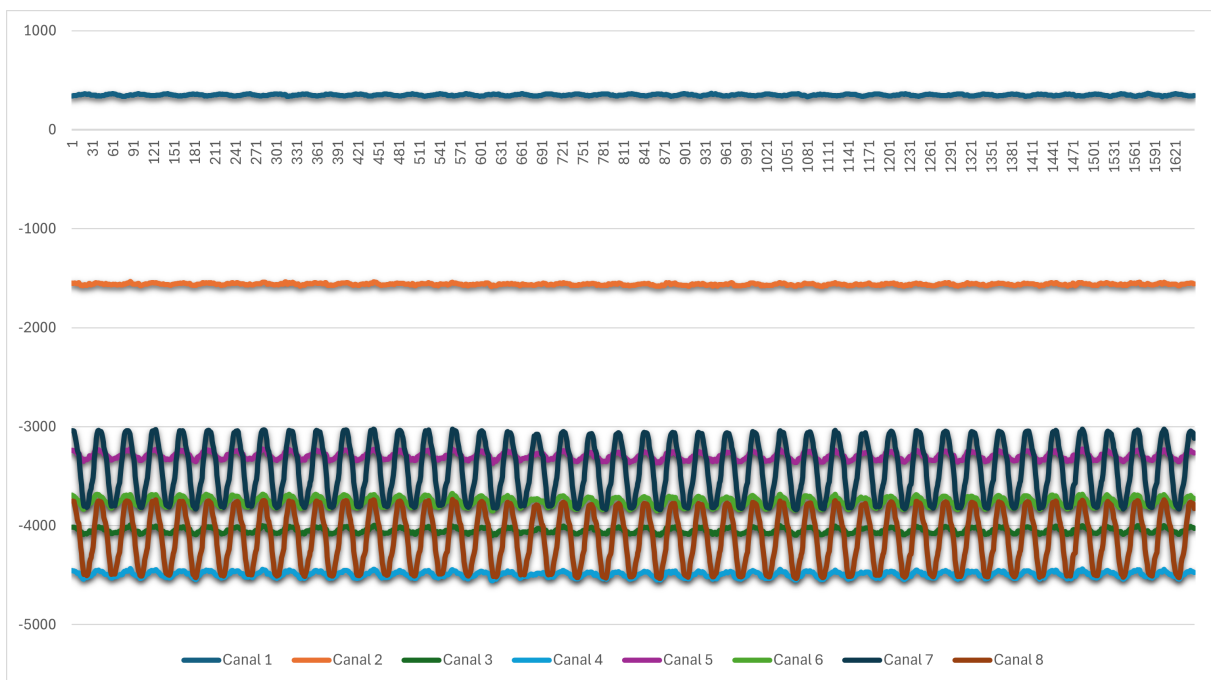
Figura 4.1: Posicionamiento de los electrodos para la Prueba 1. Fuente: Trabajo Fin de Grado Raquel Martínez Pérez

Los registros electromiográficos muestran patrones diferenciados de activación muscular a lo largo de las diferentes fases de la prueba. Sobre las características de los canales de registro observados en la **Figura 4.2** y **Figura 4.3**:

- **Canales 1 y 2:** Mantienen niveles de actividad relativamente constantes a lo largo del experimento, sugiriendo su papel como músculos estabilizadores o de referencia.
- **Canales 3-6:** Presentan actividad intermedia con variaciones que siguen el patrón general del movimiento, indicando su participación activa en la ejecución del gesto motor.
- **Canales 7 y 8:** Muestran la mayor variabilidad y amplitud de respuesta, sugiriendo su rol principal en la generación de fuerza durante el cierre del puño.

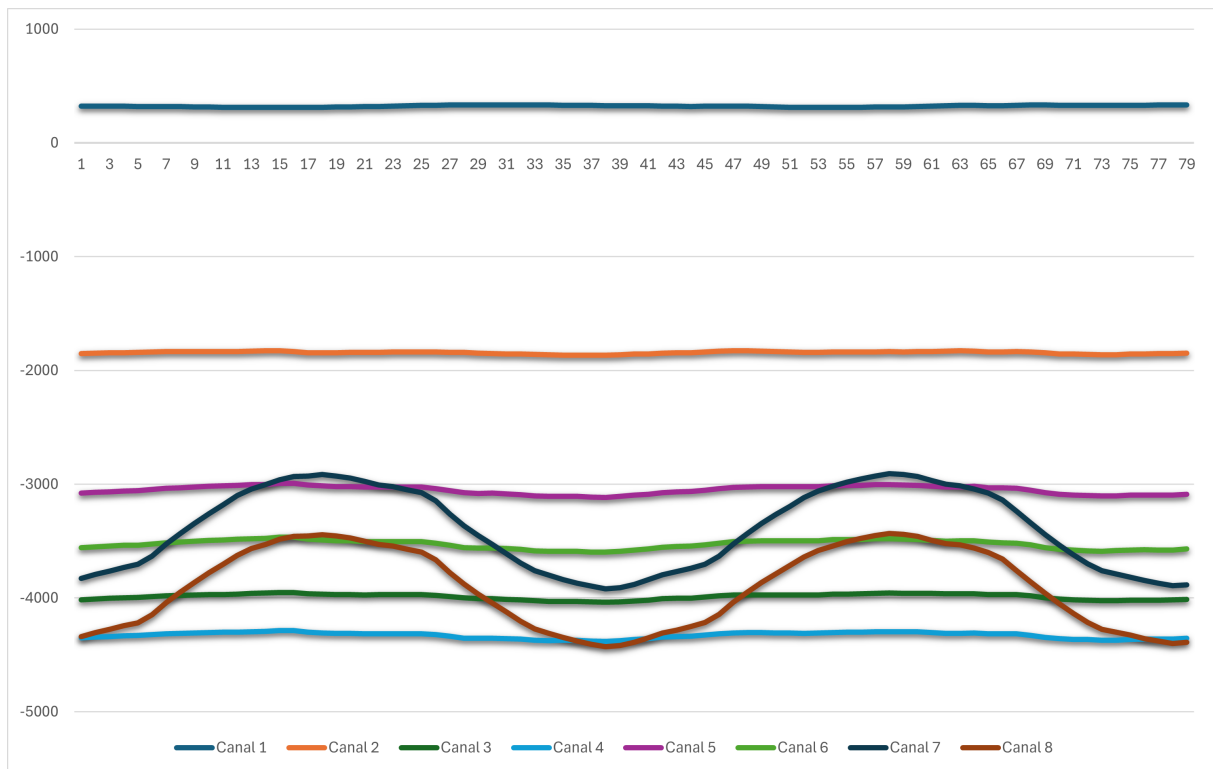


(a) Abriendo puño 80 muestras

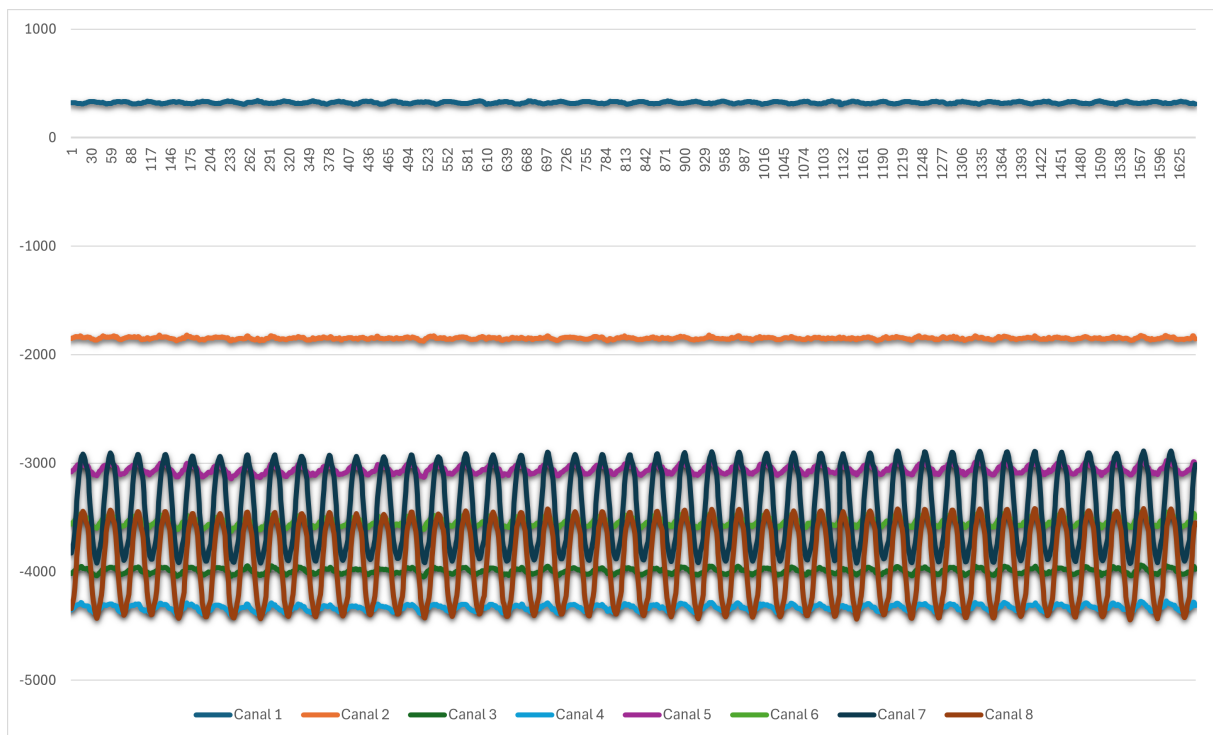


(b) Abriendo puño 1650 muestras

Figura 4.2: Formas de onda EMG para abrir puño



(a) Cerrando puño 80 muestras

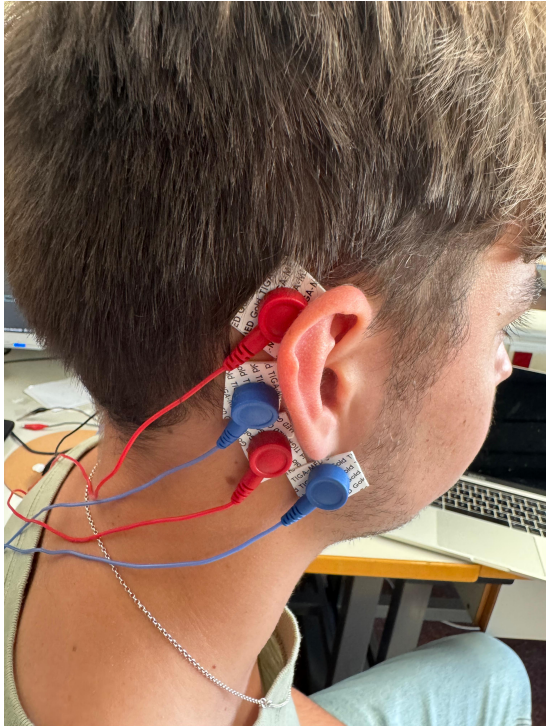


(b) Cerrando puño 1650 muestras

Figura 4.3: Formas de onda EMG para cerrar puño

4.2. Prueba 2: Electroencefalografía desde el oído (ear-EEG)

La segunda prueba se centró en la adquisición de señales EEG mediante una configuración de tipo ear-EEG, en la cual los electrodos se colocan en la zona cercana al conducto auditivo externo. En cuanto a la colocación de los electrodos, se colocaron 4 electrodos pertenecientes al canal P en la oreja derecha como se puede observar en la **Figura 4.4a**, y los otros 4 electrodos restantes pertenecientes al canal N en la oreja izquierda como se puede observar en la **Figura 4.4b**. Se realizó una prueba adicional colocando un electrodo de referencia (tierra) pero no afectó nada en la toma de señal, que en ningún momento mostró una mayor estabilidad de señal. En este caso, el sujeto permaneció en reposo, sin realizar tareas cognitivas o motoras, con la única acción voluntaria de parpadear de forma espontánea o repetitiva. Este protocolo permitió registrar señales cerebrales en reposo, así como los artefactos de parpadeo típicos, que fueron correctamente captados por el sistema. A pesar de la baja amplitud de las señales EEG, se consiguió obtener un trazado claro y sin demasiada saturación, confirmando la sensibilidad del sistema y su adecuada configuración de ganancia y filtrado.



(a) Oreja derecha



(b) Oreja izquierda

Figura 4.4: Colocación de electrodos ear-EEG

A continuación se presentan dos gráficas que muestran las señales adquiridas a través de la PCB diseñada. En la **Figura 4.5** se observa la señal cruda adquirida desde cuatro canales simultáneamente para 80 muestras tomadas, para que se pueda observar un periodo completo. Las señales presentan un componente oscilatorio que corresponde a la actividad eléctrica captada en la región periauricular. Se aprecia una buena consistencia entre canales y una amplitud constante en el tiempo, lo cual indica un funcionamiento estable del sistema de adquisición. La diferencia de nivel entre canales se debe a la colocación de los electrodos y a diferencias fisiológicas y de impedancia de contacto. La **Figura 4.6** es captada de la misma toma de datos, pero esta vez escogiendo 1650 muestras.

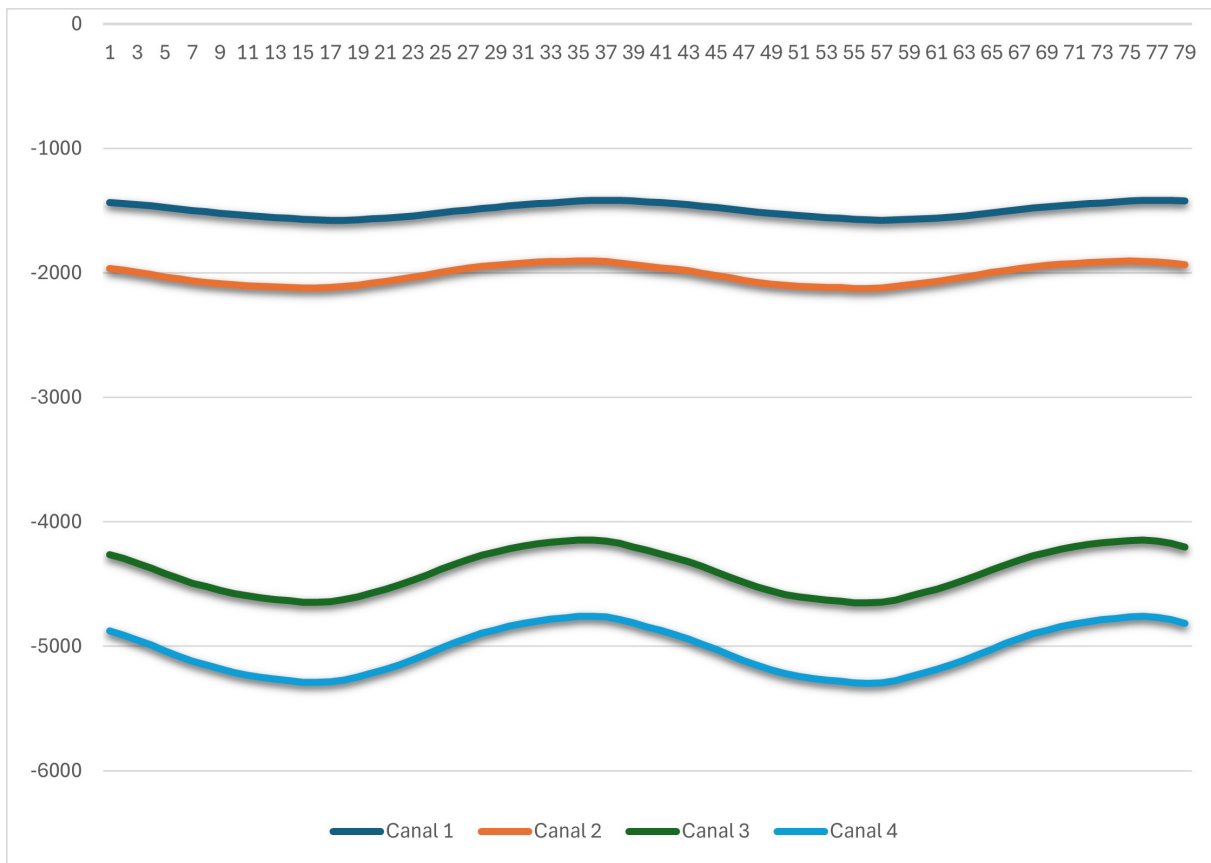


Figura 4.5: Forma de onda tomando 80 muestras

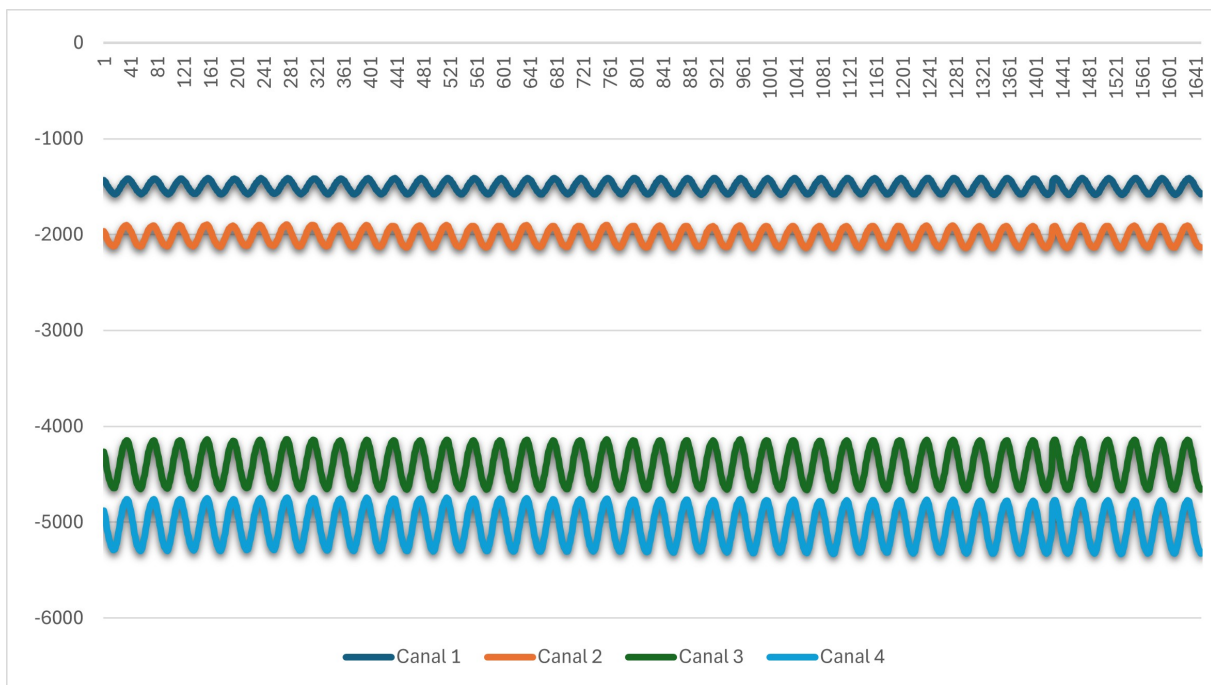


Figura 4.6: Forma de onda tomando 1650 muestras

5 Conclusiones y Líneas Futuras

A lo largo de este Trabajo de Fin de Grado se ha diseñado, desarrollado y validado un sistema completo para la adquisición de biopotenciales, con especial énfasis en señales EEG y EMG, empleando una placa de circuito impreso diseñada a medida. El sistema integra el chip ADS1198, que permite la adquisición multicanal con resolución de 16 bits, y el microcontrolador ESP32 DevKitC-02, que facilita la transmisión inalámbrica de los datos capturados mediante tecnologías como Bluetooth o WiFi.

El proceso de desarrollo ha abarcado desde el análisis de requisitos hasta la verificación experimental del prototipo físico, siguiendo una metodología de tipo cascada. Se ha utilizado software libre, KiCad 8.0 para el diseño de la PCB y Arduino IDE para la programación del microcontrolador, lo que refuerza la accesibilidad y reproducibilidad del sistema desarrollado. La fabricación externa de la placa y el montaje manual de los componentes han permitido obtener un prototipo completamente funcional.

Las pruebas realizadas, tanto de electromiografía como de electroencefalografía desde el oído (ear-EEG), han permitido validar el sistema en condiciones reales. Se ha logrado capturar señales biológicas con buena calidad, sin saturación y con una respuesta estable en tiempo real. Esto demuestra la viabilidad del sistema como herramienta educativa, de prototipado o incluso de investigación no clínica.

En definitiva, este trabajo demuestra que es posible diseñar y fabricar una solución completa, modular y de bajo coste para la adquisición de señales biopotenciales utilizando herramientas de código abierto y componentes comerciales, contribuyendo así al de-

sarrollo de dispositivos biomédicos accesibles y al fomento del aprendizaje práctico en ingeniería biomédica.

5.1. Líneas futuras

Aunque el sistema desarrollado cumple satisfactoriamente con los objetivos planteados, existen diversas líneas de mejora y ampliación que podrían abordarse en futuros trabajos o desarrollos evolutivos del proyecto.

Una posible mejora sería la implementación de algoritmos de procesamiento de señal en tiempo real, como filtros digitales avanzados, supresión automática de artefactos (como parpadeos o movimiento ocular en EEG), detección de eventos o análisis espectral. Estos algoritmos podrían desarrollarse directamente en el microcontrolador ESP32, o bien trasladarse a una interfaz software complementaria en un ordenador o dispositivo móvil conectado por Bluetooth/WiFi.

Una línea especialmente interesante de evolución es la integración física de la PCB en una estructura diseñada específicamente para la adquisición de EEG, como un casco del tipo Ultracortex, desarrollado por OpenBCI. El Ultracortex es un diseño de casco open-source impreso en 3D, pensado para alojar electrodos en ubicaciones predefinidas siguiendo el sistema internacional 10-20, lo que permite una colocación precisa y repetible de los sensores en el cuero cabelludo. Este tipo de estructura ofrece múltiples ventajas:

- **Mejor contacto eléctrico**, y estabilidad de los electrodos, lo cual mejora la relación señal-ruido en las mediciones EEG..
- **Facilidad de montaje y ajuste**, permitiendo al usuario colocar el dispositivo de forma cómoda y sin asistencia técnica especializada.
- **Escalabilidad** del número de canales, ya que permite distribuir los electrodos de manera uniforme según las necesidades experimentales.
- **Modularidad**, facilitando la incorporación de la PCB diseñada en este proyecto junto con otros sensores o módulos

Además, la comunidad OpenBCI y otros proyectos similares han demostrado que este tipo de cascos puede utilizarse no solo con fines académicos, sino también en contextos de investigación avanzada en neurociencia, interfaces cerebro-computador (BCI) o neurofeedback. La integración de la PCB en un casco como el Ultracortex abriría la puerta a nuevas posibilidades experimentales, permitiendo realizar estudios más prolongados, en movimiento o en entornos naturales, lo que representa un salto cualitativo respecto a las pruebas de laboratorio.

Bibliografía

- [1] Electroencefalografía (eeg). <https://www.mayoclinic.org/es/tests-procedures/eeg/about/pac-20393875>.
- [2] Charles Labs. BioSignals+ – Multi-Channel Bio-Sensing Board. <https://charleslabs.fr/en/project-BioSignals+-+Multi-Channel+Bio-Sensing+Board>, 2024.
- [3] OpenBCI. The complete headset (eeg). <https://shop.openbci.com/products/the-complete-headset-eeg>, 2025.
- [4] Enfermería Top. Sistema muscular – conceptos básicos. <https://enfermeria.top/apuntes/anatomia/conceptos-basicos/sistema-muscular/>, 2025.
- [5] Robin Blanco, Andres Cifuentes, and Mauricio Plaza. Software biomepro para acondicionamiento de señales emg superficiales y obtención de parámetros relevantes. *Ciencia y Poder Aéreo*, 11, 01 2017.
- [6] C Belalcázar and Z Rengifo. Clasificación de señales electromiográficas para una prótesis de mano. *Popayán, WA: Universidad del cauca*, 2007.
- [7] J.W. Britton, L.C. Frey, J.L. Hopp, et al. *Electroencephalography (EEG): An Introductory Text and Atlas of Normal and Abnormal Findings in Adults, Children, and Infants*. American Epilepsy Society, Chicago, 2016.
- [8] Carlos Novo-Olivas, Leticia Guitiérrez, and José Bribiesca. *Mapeo Electroencefalo-gráfico y Neurofeedback*, pages 371–412. 02 2010.
- [9] Texas Instruments. ADS1198 Low-Power, 8-Channel, 16-Bit Analog Front-End for Biopotential Measurements. <https://www.ti.com/product/ADS1198#>

[description](#), 2015.

- [10] Sergio Chepote. ADS119X Library for Arduino. <https://github.com/chepo92/ADS119X>, 2020.
- [11] Dick Stegeman and Hermie Hermens. Standards for surface electromyography: The european project surface emg for non-invasive assessment of muscles (seniam). 1, 01 2007.

Anexo A

Diseño PCB

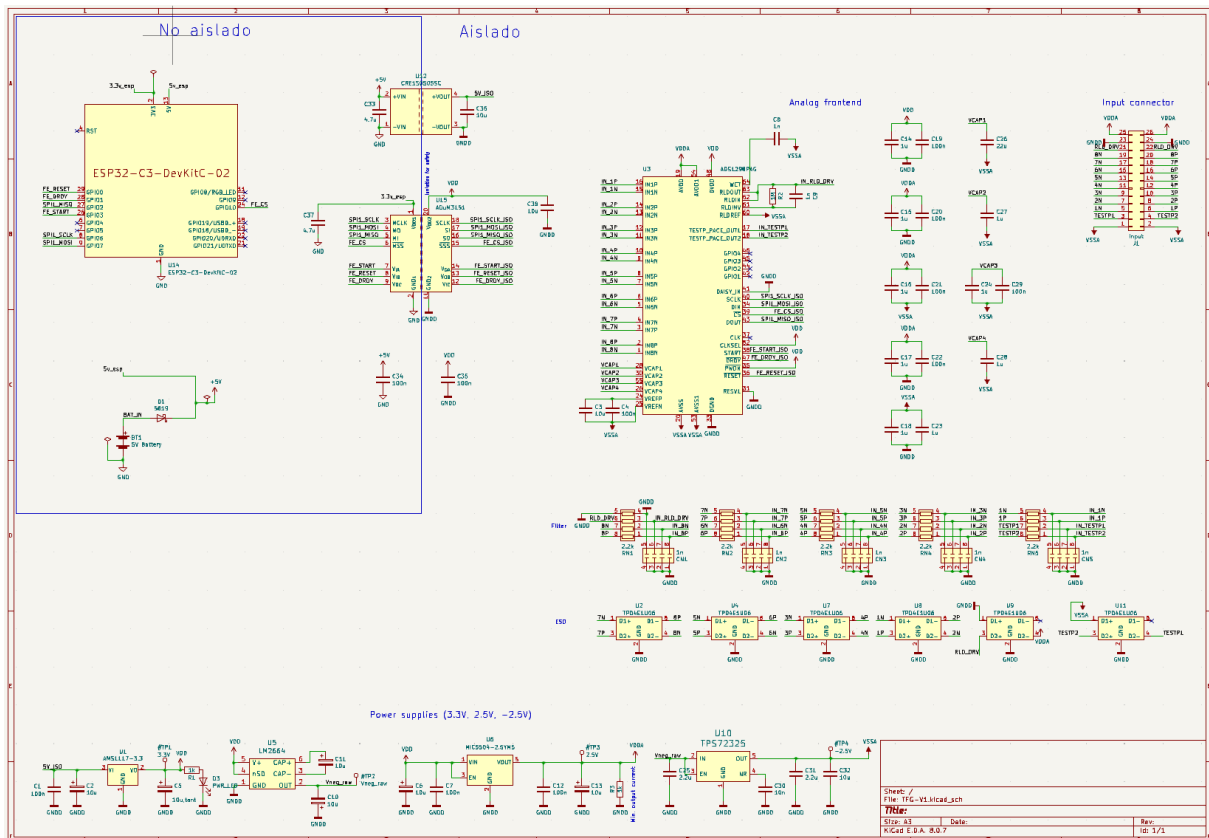


Figura A.1: Esquemático plano digital y analógico

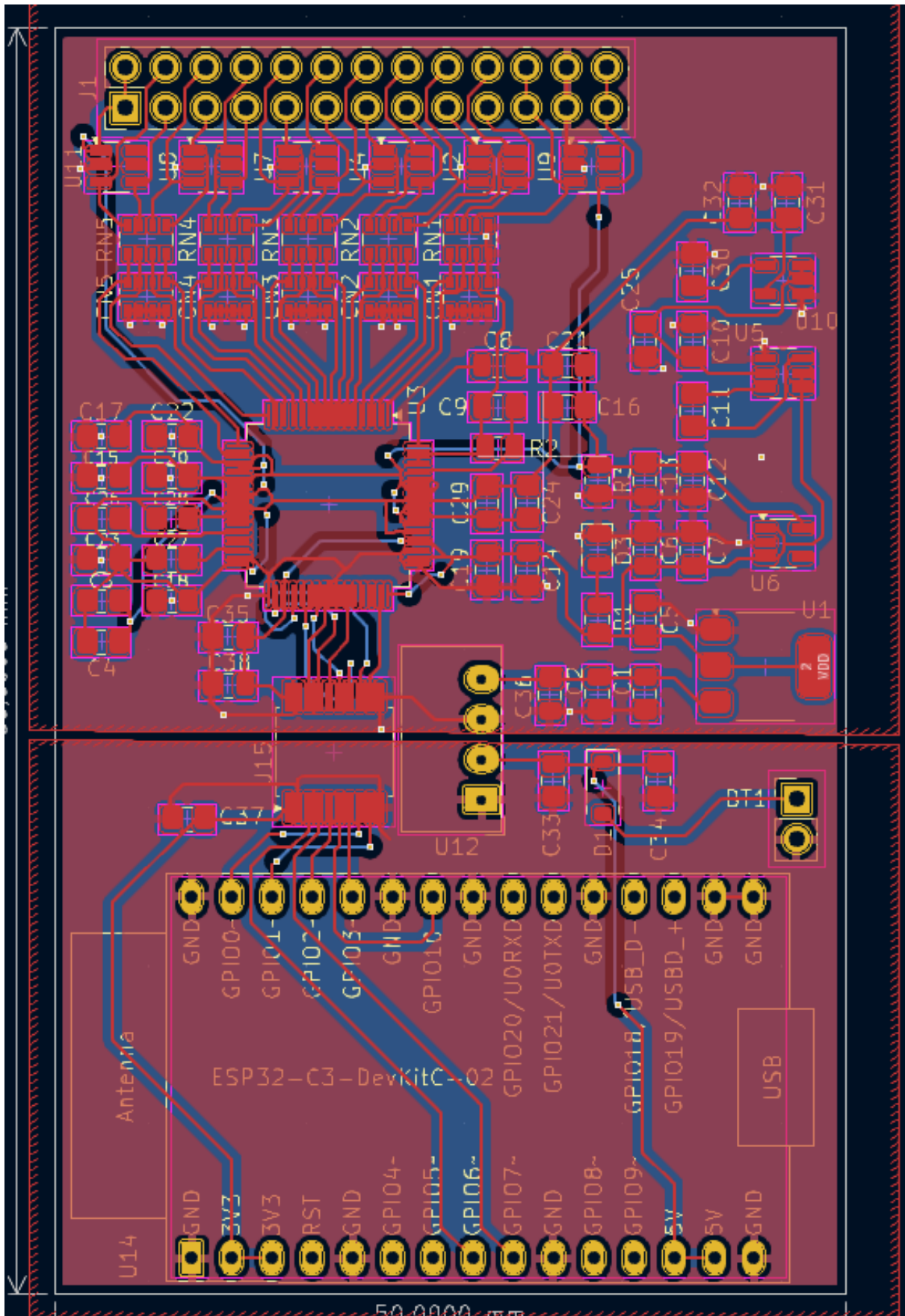


Figura A.2: Layout: planos de masa y enrutamiento

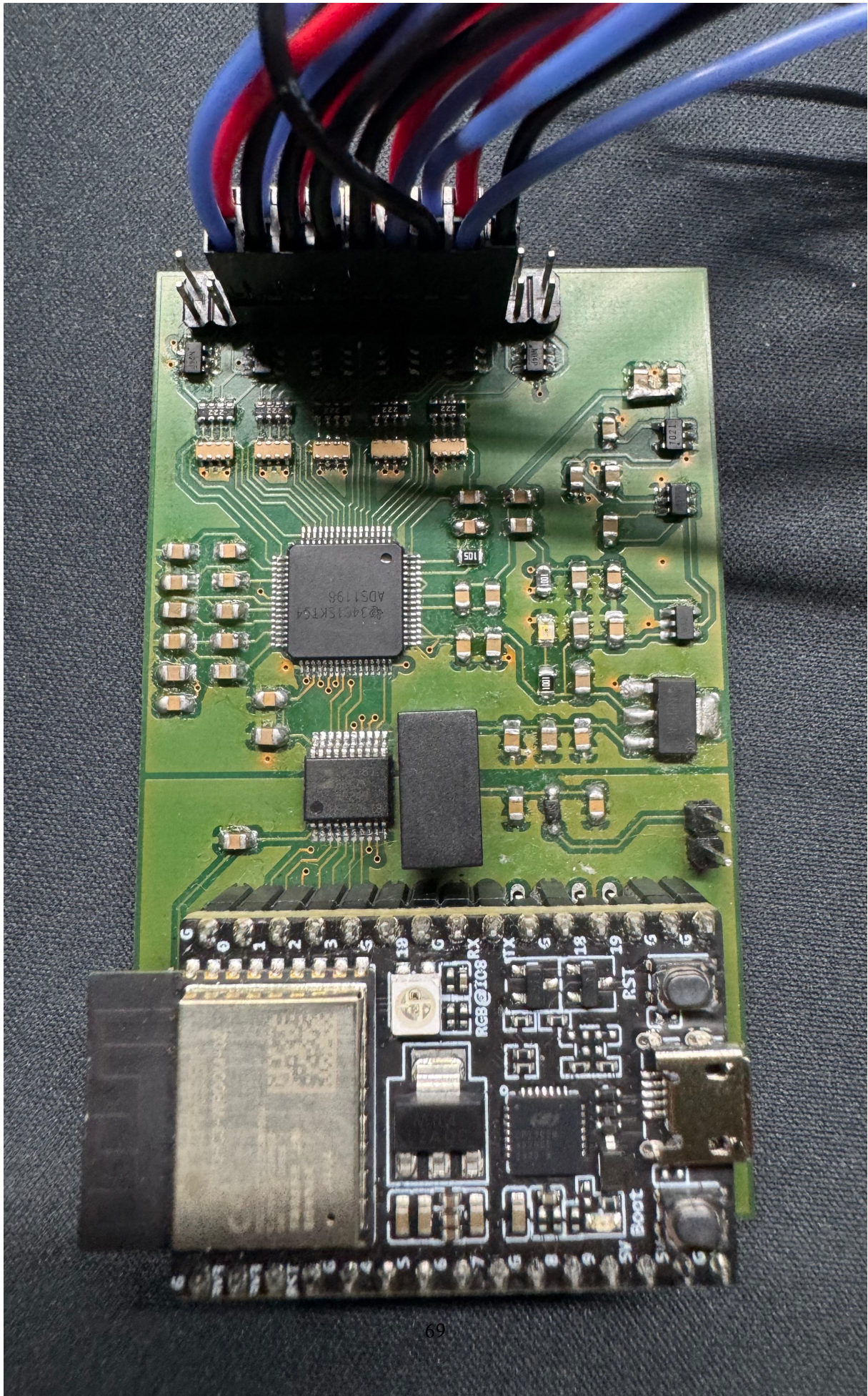


Figura A.3: Vista frontal de la PCB ya soldada

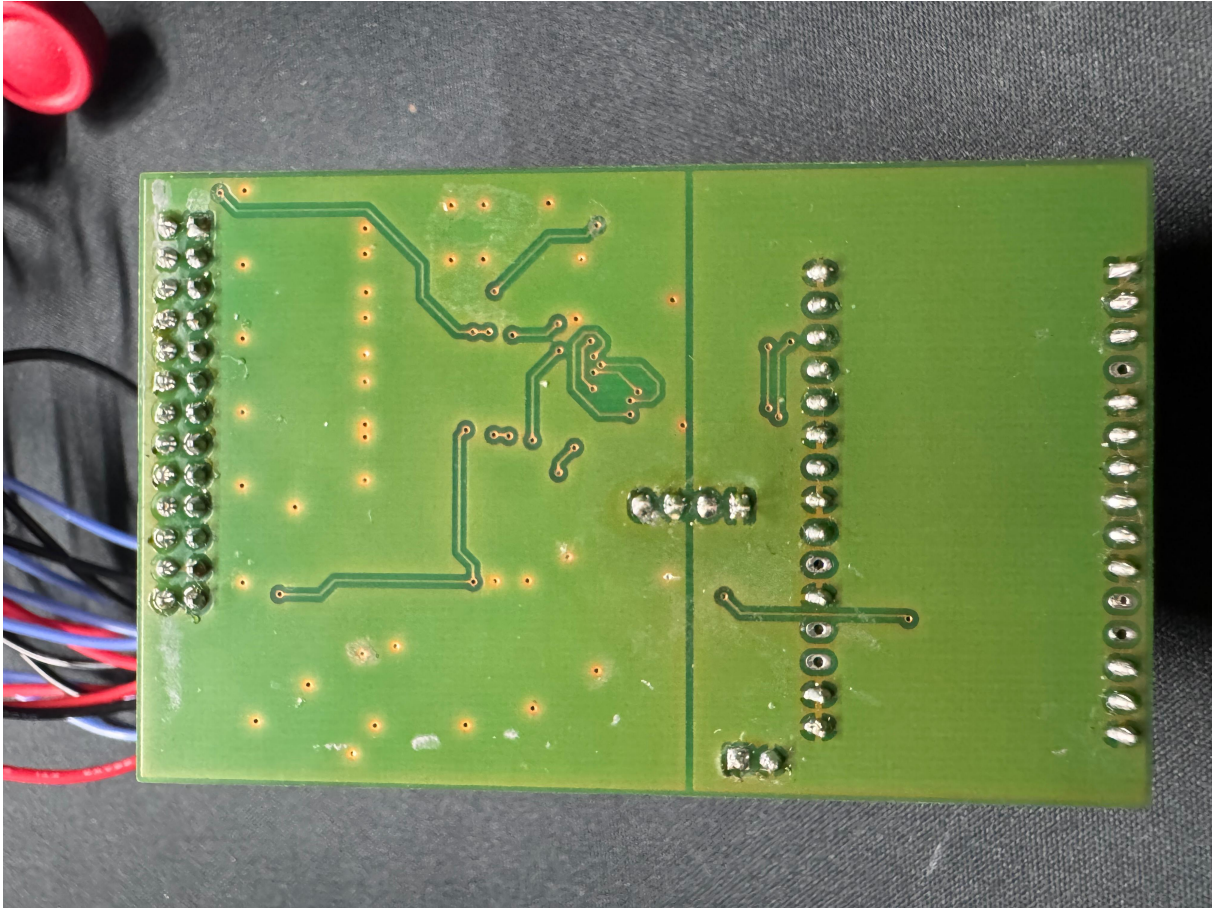


Figura A.4: Vista trasera de la PCB

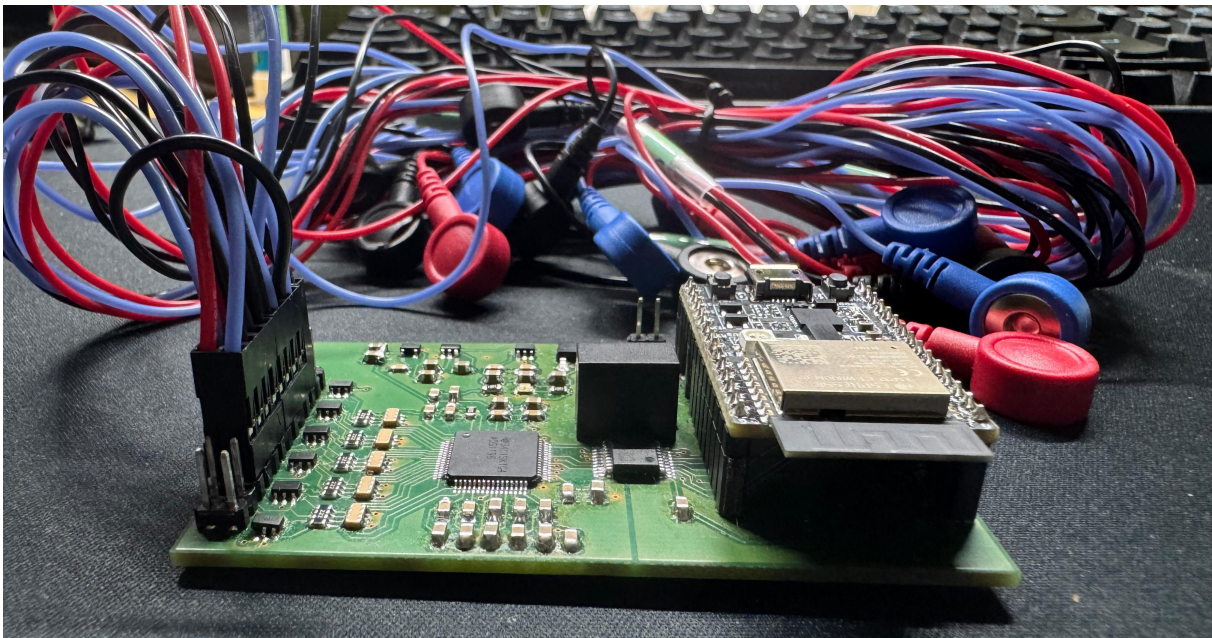


Figura A.5: Vista lateral de la PCB

Anexo B

Presupuesto

Tabla B.1: Presupuesto de Componentes Electrónicos

Fabricante	Descripción	Ctd. pedido	Precio total
KYOCERA AVX	Condensadores de cerámica multicapa 100V 0.1uF	11	1,19 €
Samsung Electro-Mechanics	Condensadores de cerámica multicapa 10uF	9	1,80 €
KYOCERA AVX	Capacitadores de tantaló 6V 10uF	1	2,10 €
KYOCERA AVX	Redes y matrices de condensadores 16V 1000pF	5	1,95 €
KYOCERA AVX	Condensadores de cerámica multicapa 200V 1000pF	2	0,21 €
KYOCERA AVX	Condensadores de cerámica multicapa 25V 1uF	5	1,80 €

Continúa en la siguiente página...

Tabla B.1 – continuación de la página anterior

Fabricante	Descripción	Ctd. pedido	Precio total
KYOCERA AVX	Condensadores de cerámica multicapa 50V 2.2uF	2	0,74 €
TAIYO YUDEN	Condensadores de cerámica multicapa 25V 22uF	1	0,65 €
KYOCERA AVX	Condensadores de cerámica multicapa 100V 10.000pF	1	0,21 €
KYOCERA AVX	Condensadores de cerámica multicapa 16V 4.7uF	2	0,44 €
Panasonic	Resistores 0805 1Kohm	2	1,03 €
YAGEO	Resistores SMD 1M Ohms 1/8 Wa	1	0,55 €
Texas Instruments	Diodos de Protección contra ESD	6	2,11 €
Bourns	Redes y matrices de resistencias 2.2K	5	0,76 €
Texas Instruments	Convertidores de analógico a digital	1	30,31 €
Texas Instruments	Reguladores de tensión LM2664M6	1	0,77 €
Texas Instruments	Reguladores de voltaje LDO 200mA	1	2,76 €
Murata	Convertidores CC/CC aislados 1W 5-5V	1	2,25 €

Continúa en la siguiente página...

Tabla B.1 – continuación de la página anterior

Fabricante	Descripción	Ctd. pedido	Precio total
Espressif	Equipos y placas de desarrollo - ESP32-C3	1	7,60 €
Analog Devices Inc.	Aisladores digitales de 1 canal, Isolator for SPI Interface	1	5,56 €
KYOCERA AVX	Diodos y rectificadores Schottky 20V 1A SOD 0805	1	0,30 €
Samtec	Classic PCB Header Strips	1	1,32 €
Broadcom Limited	LED blancos Chip Top Mt White	1	1,16 €
Microchip	Reguladores de voltaje LDO Single 300mA	1	0,15 €
TE Connectivity	Alojamientos de cables y cabecera HDR	1	2,95 €
Multi-cb	Impresión placa 50mmx80mm 2Layers	1	17,5 €
		Total	89,17 €

Anexo C

Firmware Arduino IDE

```
1 #include <SPI.h>
2 #include "ADS119X.h"
3
4 // pins
5 byte dataReady_Pin = 1;
6 byte reset_pin = 0;
7 byte cs_pin = 10 ;
8 byte clk_pin = 6;
9 byte miso_pin = 2;
10 byte mosi_pin = 7;
11
12 ADS119X adc(dataReady_Pin,reset_pin , cs_pin, clk_pin, miso_pin,
13             mosi_pin);
14
15 // variables
16 bool dataReady = 0;
17 bool prev_dataReady = 0;
18 byte received ;
19 boolean verbosity = 1;
20 byte numberOfChannels;
21
22 // Serial comm
23 const byte numChars = 32;
24 char receivedChars[numChars];
```

```

char tempChars[numChars];          // temporary array for use when
    parsing
25 int command[2];
boolean newData = false;
27
byte state = 1;
29
int elapsed = 0 ;
31 long prevMicros = 0 ;

33 void setup() {
    Serial.begin(2000000);
35 // adc begin() puts the ADS in a datasheet state, if verbosity is
    true it will print the ADS's register values
    if (adc.begin()) {
37         numberOfChannels = adc.getNumberOfChannels();
        if (verbosity) {
39             Serial.print("ADS119X Conected") ;
            Serial.println("") ;
41             displayRegs ();
            Serial.print("Num Channels: ") ;
43             Serial.print(numberOfChannels) ;
            Serial.println();
45         }
    } else {
47         Serial.print("ADS119X not started") ;
    }

49 // Stop continuous conversion, and send commands to configure
51 adc.sendCommand (ADS119X_CMD_SDATAC);
    adc.setAllChannelGain( ADS119X_CHnSET_GAIN_12);
53 adc.setAllChannelMux(ADS119X_CHnSET_MUX_NORMAL);
    adc.setDataRate(ADS119X_DRATE_2000SPS);
55 adc.sendCommand (ADS119X_CMD_RDATAC);
}

57 void loop() {

```

```

59 // Check if the ADC conversion data is ready
61 if (state) {
    dataReady = adc.isDRDY();

63
    if (!prev_dataReady && dataReady) {
65         elapsed = micros() - elapsed ;
        //Serial.println(elapsed);
67         elapsed = micros() ;
        adc.readChannelData();

69
        // printStatus();
71         printData();

73     }
    prev_dataReady= dataReady;
75 }
77 }

79 void printStatus (){
    Serial.print(adc.getStatus(),HEX);
81     Serial.print(", ");
    }

83
85 void printData (){
    for (int ch = 0; ch < 2 ; ch++) //adc.getNumberOfChannels()
    {
87         //adc.getChannelData(ch);
        Serial.print(adc.getChannelData(ch));
89         if (ch < numberOfChannels - 1 ) {
            Serial.print(" ");
91         }

93     }
    Serial.println("");
95 }

```

```

97 void displayRegs (){
    Serial.println("REGISTERS: ");
99   for (int i = 0; i < adc.getRegisterSize() ; i++)
    {
101     if (i < 0x10) {
        Serial.print(" ");
103     }
        Serial.print("0x");
105     Serial.print(i, HEX) ;
        Serial.print(": ");
107     print8bits(adc.getRegister(i)) ;

109     }
    }
111
void print8bits(int var) {
113   for (unsigned int bitpos = 0x80; bitpos; bitpos >>= 1) {
        Serial.write(var & bitpos ? '1' : '0');
115     }
        Serial.println();
117 }

```

Anexo D

Archivos Gerbers

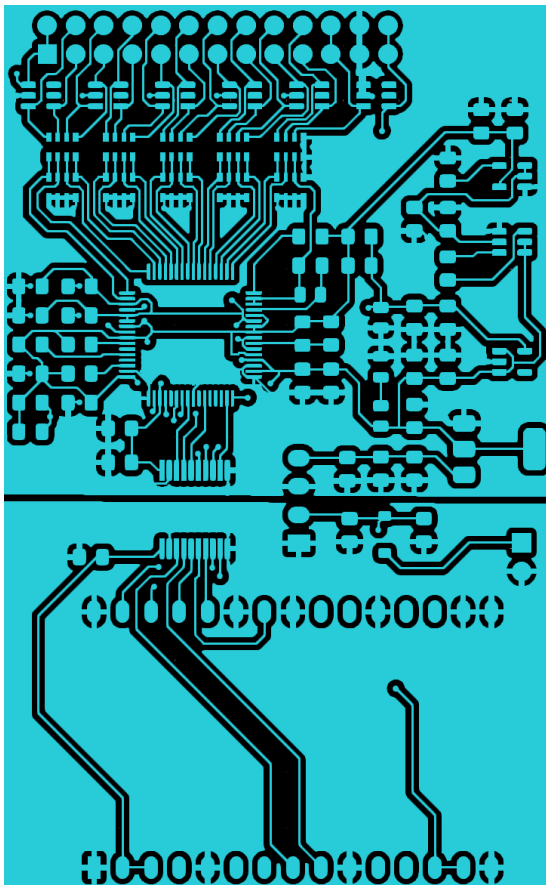


Figura D.1: Capa de cobre asociada a la cara superior

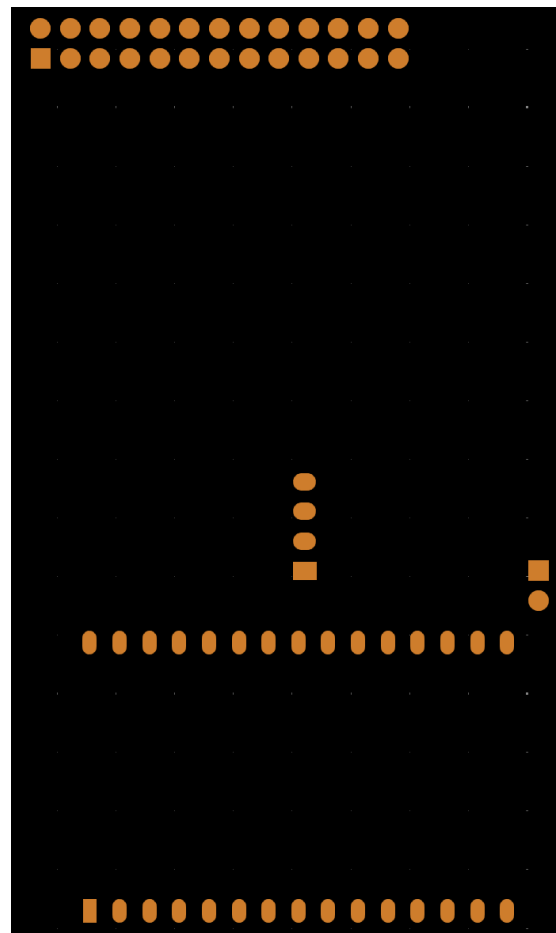


Figura D.2: Máscara antisoldadura asociada a la cara superior

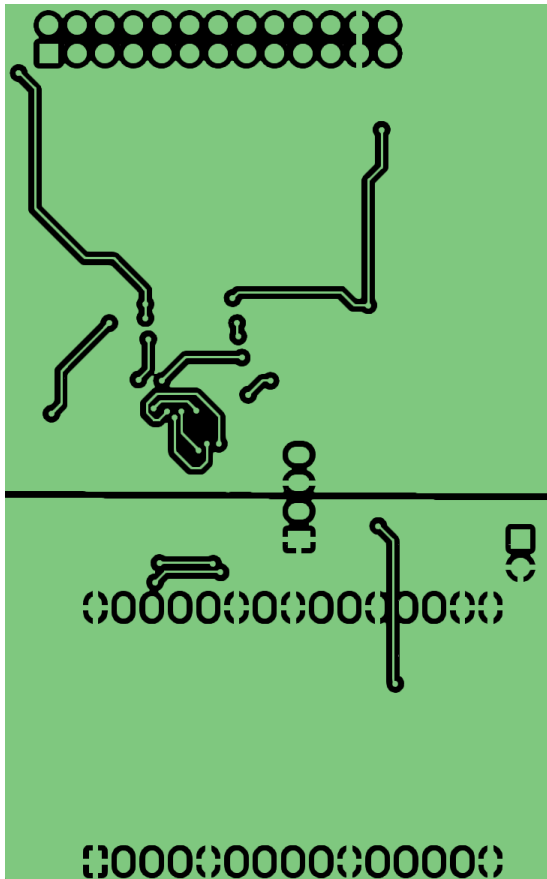


Figura D.5: Capa de cobre asociada a la cara inferior

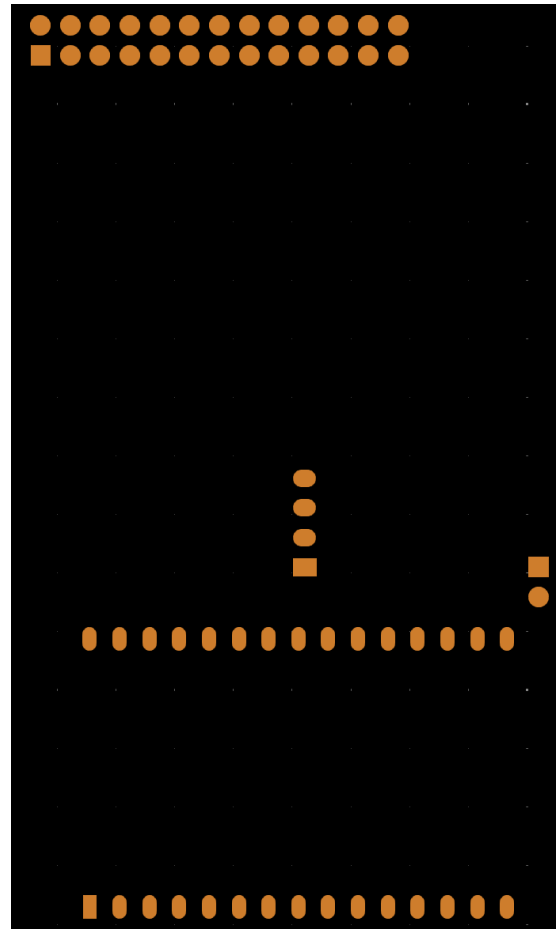


Figura D.6: Máscara antisoldadura asociada a la cara inferior



UNIVERSIDAD
DE MÁLAGA

| uma.es

E.T.S. DE INGENIERÍA INFORMÁTICA

E.T.S de Ingeniería Informática
Bulevar Louis Pasteur, 35
Campus de Teatinos
29071 Málaga