

ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DEL LITORAL

Facultad de Ingeniería en Electricidad y Computación

“Desarrollo e Implementación de Electrodos Capacitivos para un Sistema Inalámbrico de Monitoreo de Señales de EKG”

PROYECTO DE TITULACIÓN

Previo la obtención del Título de:

Magister en Ingeniería Biomédica

Presentado por:

ANDRÉS VINICIO GUATAPI GALARZA

GUAYAQUIL - ECUADOR

Año: 2025

DEDICATORIA

Dedico este trabajo con mucho amor y gratitud a mi familia, por ser mi ejemplo y mi apoyo incondicional en cada etapa de mi vida.

Andrés Vinicio Guatapi Galarza

AGRADECIMIENTOS

Quiero expresar mi agradecimiento a Dios, por darme la vida, la salud, la fortaleza y la sabiduría necesarias para culminar esta etapa tan importante.

A mis queridos padres, Manuel y Alexandra, por su amor incondicional, su apoyo constante y motivación a seguir adelante.

A todo el cuerpo docente de la Maestría de Ingeniería Biomédica, quinta cohorte, por brindarme las herramientas necesarias para crecer profesionalmente y por su compromiso con la formación académica.

Andrés Vinicio Guatapi Galarza

DECLARACIÓN EXPRESA

Yo/Nosotros (nombre del o los estudiantes) acuerdo/acordamos y reconozco/reconocemos que:

La titularidad de los derechos patrimoniales de autor (derechos de autor) del proyecto de graduación corresponderá al autor o autores, sin perjuicio de lo cual la ESPOL recibe en este acto una licencia gratuita de plazo indefinido para el uso no comercial y comercial de la obra con facultad de sublicenciar, incluyendo la autorización para su divulgación, así como para la creación y uso de obras derivadas. En el caso de usos comerciales se respetará el porcentaje de participación en beneficios que corresponda a favor del autor o autores. El o los estudiantes deberán procurar en cualquier caso de cesión de sus derechos patrimoniales incluir una cláusula en la cesión que proteja la vigencia de la licencia aquí concedida a la ESPOL.

La titularidad total y exclusiva sobre los derechos patrimoniales de patente de invención, modelo de utilidad, diseño industrial, secreto industrial, secreto empresarial, derechos patrimoniales de autor sobre software o información no divulgada que corresponda o pueda corresponder respecto de cualquier investigación, desarrollo tecnológico o invención realizada por mí/nosotros durante el desarrollo del proyecto de graduación, pertenecerán de forma total, exclusiva e indivisible a la ESPOL, sin perjuicio del porcentaje que me/nos corresponda de los beneficios económicos que la ESPOL reciba por la explotación de mi/nuestra innovación, de ser el caso.

En los casos donde la Oficina de Transferencia de Resultados de Investigación (OTRI) de la ESPOL comunique al/los autor/es que existe una innovación potencialmente patentable sobre los resultados del proyecto de graduación, no se realizará publicación o divulgación alguna, sin la autorización expresa y previa de la ESPOL.

Guayaquil, 14 de agosto del 2025.

Andrés Vinicio Guatapí Galarza

EVALUADORES

MSc. Miguel Yapur

PROFESOR TUTOR

PhD. Carlos Salazar

PROFESOR EVALUADOR

RESUMEN

El presente proyecto de titulación tiene como objetivo desarrollar e implementar electrodos capacitivos para la monitorización continua de señales electrocardiográficas (EKG), con el fin de superar las limitaciones de los electrodos húmedos convencionales, que deben aplicarse directamente sobre la piel, preparación previa en la zona de aplicación y pueden causar irritación. Se plantea que los electrodos capacitivos permiten adquirir señales de calidad comparable, ofreciendo un monitoreo no invasivo, cómodo y portátil, adecuado para entornos ambulatorios y telemedicina.

El desarrollo del prototipo incluyó el diseño de tres electrodos capacitivos (RA, LA y LL), un electrodo de referencia activa (RL), y un sistema electrónico de procesamiento analógico. Las señales adquiridas fueron digitalizadas y transmitidas de forma inalámbrica vía Bluetooth a una PC para su visualización y análisis.

La validación del sistema se realizó comparando las señales obtenidas con el prototipo y con las de un equipo comercial que utiliza electrodos húmedos, mediante el coeficiente de correlación de Pearson y la raíz del error cuadrático medio (RMSE). En contacto directo, los coeficientes fueron mayores o iguales a 0.8 y los valores de RMSE menores o iguales a 0.2, reflejando una buena correlación lineal. En modo sin contacto, se alcanzaron valores mayores o iguales a 0.75 y los valores de RMSE menores o iguales a 0.3, evidenciando un desempeño aceptable.

Los resultados demuestran que el sistema desarrollado es una alternativa viable para el monitoreo continuo de EKG, con ventajas en comodidad, precisión y adaptabilidad a diversas condiciones de uso.

Palabras clave: electrodos capacitivos, EKG, monitorización continua, biopotenciales, telemedicina.

ABSTRACT

The present degree project aims to design and implement capacitive electrodes for continuous monitoring of electrocardiographic (EKG) signals, to overcome the limitations of conventional wet electrodes, which must be applied directly to the skin, require prior preparation in the application area and can cause irritation. It is proposed that capacitive electrodes allow signals of comparable quality to be acquired, offering noninvasive, comfortable and portable monitoring, suitable for ambulatory and telemedicine settings.

Prototype development included the design of three capacitive electrodes (RA, LA and LL), an active reference electrode (RL), and an analog processing electronics system. The acquired signals were digitized and transmitted wirelessly via Bluetooth to a PC for visualization and analysis.

The system was validated by comparing the signals obtained with the prototype and those from commercial equipment that uses wet electrodes, using Pearson's correlation coefficient and the root mean square error (RMSE). In direct contact, the coefficients were greater than or equal to 0.8 and the RMSE values were less than or equal to 0.2, reflecting a good linear correlation. In non-contact mode, values greater than or equal to 0.75 were achieved, and RMSE values less than or equal to 0.3, demonstrating acceptable performance.

The results demonstrate that the developed system is a viable alternative for continuous EKG monitoring, with advantages in comfort, accuracy and adaptability to various conditions of use.

Keywords: capacitive electrodes, EKG, continuous monitoring, biopotentials, telemedicine.

ÍNDICE GENERAL

EVALUADORES	6
RESUMEN	I
ABSTRACT	II
ÍNDICE GENERAL	III
ABREVIATURAS	VI
SIMBOLOGÍA.....	VII
ÍNDICE DE FIGURAS.....	VIII
ÍNDICE DE TABLAS	XI
INTRODUCCIÓN.....	XII
CAPÍTULO 1.....	13
1. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA.....	13
1.1. Importancia del Problema	13
1.2. Justificación del Problema	14
1.3. Solución Propuesta	14
1.4. Objetivos	15
1.4.1. Objetivo General.....	15
1.4.2. Objetivos Específicos	15
1.5. Metodología.....	16
1.6. Alcance	16
1.7. Hipótesis.....	17
CAPÍTULO 2.....	18
2. MARCO TEÓRICO	18
2.1. Biopotenciales	18
2.1.1. Señales Electrocardiográficas	19
2.1.2. Derivaciones Electrocardiográficas	20

2.1.2.1. Derivaciones Bipolares.....	20
2.1.2.2. Derivaciones Unipolares	21
2.1.2.3. Derivaciones Unipolares Precordiales	23
2.2. Electrodos	23
2.2.1. Electrodos Húmedos	25
2.2.2. Electrodos Secos	26
2.2.2.1. Electrodos de Contacto	26
2.2.2.2. Electrodos Capacitivos.....	26
2.3. Acoplamiento de Electrodos Capacitivos	27
2.4. Blindaje de Electrodos Capacitivos	29
2.5. Filtros Analógicos.....	33
2.5.1. Filtros Pasivos.....	34
2.5.1.1. Filtro Pasa Bajo Pasivo.....	34
2.5.1.2. Filtro Pasa Alto Pasivo	35
2.5.2. Filtros Activos	36
2.5.2.1. Filtro Pasa Bajo Activos de Primer Orden	38
2.5.2.2. Filtro Pasa Bajo Activos de Segundo Orden	39
2.5.2.3. Filtro Pasa Alto Activos de Primer Orden	40
2.5.2.4. Filtro Pasa Alto Activos de Segundo Orden	41
2.6. Estado del Arte	42
CAPÍTULO 3.....	44
3. IMPLEMENTACIÓN DEL PROTOTIPO	44
3.1. Desarrollo de Electrodos Capacitivos	45
3.2. Desarrollo de Sistema de Adquisición.....	50
3.2.1. Etapa de acondicionamiento.....	50
3.2.2. Etapa de digitalización.....	54
3.2.3. Etapa de comunicación inalámbrica y visualización.	59
CAPÍTULO 4.....	62

4. RESULTADOS OBTENIDOS	62
4.1. Pruebas de medición de biopotenciales.....	62
4.2. Comparación con sistemas comerciales.....	68
4.3. Análisis de Resultados.....	73
CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES.....	75
BIBLIOGRAFÍA.....	77
APÉNDICES	81

ABREVIATURAS

EKG	Electrocardiograma
EEG	Electroencefalograma
EMG	Electromiograma
PDMS	Polidimetilsiloxano
PCB	Placa de circuito impreso
SNR	Relación Señal-Ruido
AC	Corriente Alterna
DC	Corriente Continua
CMRR	Relación de Rechazo en Modo Común
BJT	Transistores de unión bipolar
FET	Transistores de Efecto de Campo
RA	Mano derecha
RL	Pierna derecha
LA	Mano izquierda
LL	Pierna izquierda
ADC	Conversor analógico digital
RMSE	Raíz del Error Cuadrático Medio

SIMBOLOGÍA

Ag	Plata
AgCl	Cloruro de Plata
KΩ	Kilo Ohmios
Hz	Hertz
kHz	Kilo Hertz
MHz	Mega Hertz
pA	Pico Amperios
nF	Nano Faradios
pF	Pico Faradios

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 2.1 Potencial de acción de fibra muscular	18
Figura 2.2 Interpretación del ciclo cardíaco en forma de onda normal de EKG	20
Figura 2.3 Dirección de la corriente en la derivación DII.....	20
Figura 2.4 Representación de las ubicaciones de los electrodos y ejes correspondientes a las derivaciones bipolares: (a) DI, (b) DII y (c) DIII	21
Figura 2.5 Representación de las ubicaciones de los electrodos y ejes correspondientes a las derivaciones unipolares: (a) aVR, (b) aVL y (c) aVF	22
Figura 2.6 Derivaciones unipolares precordiales del corazón.....	23
Figura 2.7 Electrodos de aguja concéntrica desechables	24
Figura 2.8 Clasificación de los diferentes tipos de electrodos	24
Figura 2.9 Electrodo húmedo desechable	25
Figura 2.10 Estructura básica de electrodo capacitivo.....	27
Figura 2.11 Acoplamiento eléctrico de electrodo capacitivo	27
Figura 2.12 Circuito equivalente para la medición de EKG con electrodos capacitivos	28
Figura 2.13 Esquema de circuito electrónico de impedancia negativa	29
Figura 2.14 Esquema de circuito de entrada con diodos de polarización	30
Figura 2.15 Esquema de circuito de entrada con circuito T	30
Figura 2.16 Esquema de circuito de entrada con Bootstrap	32
Figura 2.17 Circuito Bootstrap mediante multiplicador de impedancias,.....	32
Figura 2.18 Diagrama de bloques general del circuito de entrada de electrodo capacitivo con guarda y blindaje	33
Figura 2.19 Circuito eléctrico de filtro pasa bajo pasivo.....	34
Figura 2.20 Diagrama de Bode del filtro pasa bajo pasivo.....	35
Figura 2.21 Circuito eléctrico de filtro pasa alto pasivo.....	35
Figura 2.22 Diagrama de Bode del filtro pasa alto pasivo.....	35
Figura 2.23 Filtro pasa bajo de segundo orden activo	36
Figura 2.24 Variación de la respuesta en frecuencia de filtros pasa bajo de diferente orden.....	36
Figura 2.25 Respuesta en frecuencia de filtros de Butterworth	37

Figura 2.26 Respuesta en frecuencia de filtros de Chebyshev	37
Figura 2.27 Respuesta en frecuencia de filtros de cuarto orden.....	38
Figura 2.28 Filtro pasa bajo no inversor de primer orden	38
Figura 2.29 Filtro pasa bajo inversor de primer orden	39
Figura 2.30 Filtro general pasa bajo de Sallen-Key	39
Figura 2.31 Filtro general pasa bajo de Múltiple Realimentación.....	40
Figura 2.32 Filtro pasa alto no inversor de primer orden	40
Figura 2.33 Filtro pasa alto inversor de primer orden	41
Figura 2.34 Filtro general pasa alto de Sallen-Key	41
Figura 2.35 Filtro general pasa alto de Múltiple Realimentación	42
Figura 3.1 Ubicación de sistema de monitorización con 4 electrodos.....	44
Figura 3.2 Diagrama de bloques del sistema implementado para la adquisición de señales EKG	45
Figura 3.3 Capa inferior del electrodo capacitivo.....	46
Figura 3.4 Circuito esquemático de multiplicador resistivo	47
Figura 3.5 Diseño de circuito multiplicador resistivo.	47
Figura 3.6 Diagrama esquemático básico de neutralización capacitiva	48
Figura 3.7 Diseño de circuito de neutralización capacitiva.	48
Figura 3.8 Diseño de circuito de electrodo capacitivo.....	49
Figura 3.9 Capa inferior de electrodo capacitivo.....	49
Figura 3.10 Electrodo capacitivo implementado.	50
Figura 3.11 Circuito esquemático de filtro pasa banda implementado.....	53
Figura 3.12 Circuito esquemático de electrodo RL	54
Figura 3.13 Electrodo de referencia implementado.	54
Figura 3.14 Diagrama de conexiones de Pulsadores e indicadores LED.	55
Figura 3.15 Diagrama conexiones de lector de memorias microSD.	55
Figura 3.16 Diagrama de conexiones de periféricos del ESP32.	56
Figura 3.17 Diseño de circuito de regulación de voltaje ESP32.	56
Figura 3.18 Diseño de circuito de regulación de voltaje circuitos integrados y voltaje de referencia.....	57
Figura 3.19 Diseño de circuito de carga de batería de Ión Litio.....	57
Figura 3.20 Cara superior e inferior del diseño de la PCB, para la etapa de procesamiento analógico	58

Figura 3.21 Sistema de adquisición implementado.....	58
Figura 3.22 Prototipo implementado.	59
Figura 3.23 Software de monitoreo desarrollado.	60
Figura 3.24 Visualización de derivaciones almacenadas.....	61
Figura 4.1 Bandas elásticas: superior e inferior.	62
Figura 4.2 Medición de EKG con contacto directo y sin contacto.	63
Figura 4.3 Muestras de señales obtenidas mediante los electrodos capacitivos.....	63
Figura 4.4 Espectro de frecuencia en contacto directo.	64
Figura 4.5 Espectro de frecuencia sin contacto directo.	64
Figura 4.6 Derivaciones y sus componentes medidas mediante contacto directo....	65
Figura 4.7 Derivaciones y sus componentes medidas sin contacto directo.	66
Figura 4.8 Señales EKG al inicio de actividad física.	66
Figura 4.9 Señales EKG al final de actividad física.....	67
Figura 4.10 Monitoreo de EKG sin contacto.	67
Figura 4.11 Promedio de derivaciones de electrodos capacitivos.	68
Figura 4.12 Derivaciones bipolares de electrodos comerciales.	69
Figura 4.13 Derivaciones unipolares de electrodos comerciales.	69
Figura 4.14 Software Paper ECG.	70
Figura 4.15 Derivaciones digitalizadas de electrodos comerciales.	70
Figura 4.16 Promedio de derivaciones de electrodos comerciales.	71
Figura 4.17 Coeficientes de correlación de Pearson por derivación en modo contacto directo.....	71
Figura 4.18 Coeficientes de correlación de Pearson por derivación en modo sin contacto.	72
Figura 4.19 RMSE por derivación en modo contacto directo.	72
Figura 4.20 RMSE por derivación en modo contacto directo.....	73

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 2.1 Ubicación de los electrodos en las derivadas precordiales..... 23

INTRODUCCIÓN

En los últimos años, la monitorización continua de biopotenciales se ha vuelto esencial en el ámbito médico, especialmente en el diagnóstico temprano y tratamiento de enfermedades cardiovasculares. Según datos de la Organización Mundial de la Salud (OMS), las enfermedades cardiovasculares constituyen la principal causa de mortalidad en el mundo, con cerca de 17.9 millones de muertes anuales. Esta realidad plantea la necesidad de contar con herramientas tecnológicas más eficaces, cómodas y accesibles para la adquisición y análisis de señales como el electrocardiograma (EKG), elemento necesario para monitorear la actividad eléctrica del sistema cardíaco.

Los electrodos húmedos tradicionales, comúnmente utilizados, presentan limitaciones muy importantes cuando son utilizados para monitorización prolongada: causan irritación a la piel, requieren preparación previa de la piel y su desempeño se degrada con el tiempo debido al secado del gel conductor. Frente a estas desventajas, los electrodos húmedos comerciales no son una buena alternativa. El desarrollo de electrodos capacitivos presenta muchas características que hay que tomar en cuenta, incluyendo la optimización de la sensibilidad, la guarda activa para minimizar el ruido y los acoplamientos capacitivos, y la adaptación tanto a diferentes superficies como a diferentes materiales aislantes. Este trabajo se centra en el diseño e implementación de nuevos de electrodos capacitivos, con el objetivo de brindar una alternativa viable para la monitorización de señales de EKG.

El presente trabajo de estudio busca contribuir a los avances tecnológicos de electrodos capacitivos, proporcionando un enfoque amplio que abarca desde los principios de generación de biopotenciales, modelo de acoplamiento con la piel, y el diseño y aplicación de sensores capacitivos para el monitoreo de la actividad cardiaca. Con esto, se pretende abrir nuevas posibilidades para la monitorización remota, contribuyendo en el bienestar de los pacientes y en la eficiencia de la atención médica.

CAPÍTULO 1

1. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

1.1. Importancia del Problema

La adquisición de biopotenciales es indispensable en la Medicina para el estudio y diagnóstico del funcionamiento de los procesos fisiológicos del cuerpo humano, y también en el control de dispositivos de asistencia médica. Comúnmente la adquisición de estos biopotenciales se realiza mediante electrodos húmedos de Ag/AgCl que tienen ciertas desventajas; incomodan al paciente, se necesita una preparación previa a la colocación, pueden causar irritación cutánea, permiten su reutilización y, en monitorización prolongada pueden deshidratarse reduciendo la calidad de la señal por el incremento de la impedancia del electrodo, que es entre 5 y 20 KΩ durante cinco horas de uso. Otro problema grave es la ineficacia de los electrodos húmedos para obtener los biopotenciales a través de ungüentos y vendajes en pacientes con quemaduras ya que el ruido interfiere con la onda eléctrica resultante [1] [2] [3].

Las enfermedades cardiovasculares constituyen la principal causa de mortalidad en el mundo. Proporcionar una atención inmediata puede reducir en gran medida la mortalidad de las personas. Uno de los principales problemas cardiovasculares es la fibrilación auricular la cual es paroxística, poco asintomática y difícil de documentar. Con la ayuda de la monitorización continua de EKG se pueden aclarar los diagnósticos confusos y dirigir un tratamiento adecuado, evitando eventos catastróficos para el paciente. En personas con diagnósticos específicos la monitorización ayuda a mantener un control periódico facilitando la detección temprana de eventos cardiacos como la isquemia o infartos [4] [5].

La detección de biopotenciales sin contacto ha sido una alternativa en diversas áreas de aplicación, ya que los electrodos capacitivos pueden ser integrados fácilmente sobre materiales textiles o aislantes, permitiendo la monitorización continua durante las actividades comunes diarias brindando comodidad al usuario. Además, los electrodos capacitivos pueden ser integrados a varios objetos como sillas de triaje, asiento de automóvil, sillas de ruedas, camas o cunas incubadoras [6].

1.2. Justificación del Problema

La implementación de electrodos capacitivos da solución a los problemas que conllevan la utilización de electrodos húmedos en monitorización prolongada; no generan incomodidad ni irritación en la piel, no necesitan una preparación previa a la colocación y no necesitan contacto directo con la piel, permitiendo la adquisición de biopotenciales de una manera no invasiva sobre interfaces no conductoras [7].

El aspecto fundamental en el diseño de los electrodos capacitivos es el blindaje, ya que mejora su resistencia y reduce las interferencias electromagnéticas que pueden llegar a tener mayor amplitud que las señales de interés. Además, el blindaje ayuda a minimizar las capacitancias parásitas ayudando a limitar este acoplamiento no deseado, garantizando que solo se genere la capacitancia entre los electrodos y la piel. Al minimizar las interferencias electromagnéticas y las capacitancias parásitas se obtiene mayor resolución y estabilidad en entornos donde las condiciones ambientales son variables, como la humedad, temperatura y la presencia de ondas electromagnéticas [8] [9].

La integración de sensores biomédicos en el entorno del Internet de las Cosas (IoT) ha transformado significativamente la monitorización remota de biopotenciales como las señales de EKG, permitiendo detectar alteraciones cardíacas en tiempo real. Por ejemplo, relojes que pueden registrar arritmias; camisetas inteligentes con electrodos integrados se usan en deportes de alto rendimiento para prevenir eventos cardíacos; y sistemas de telemedicina en el hogar que permiten a adultos mayores ser monitoreados sin necesidad de acudir al hospital, comunicando remotamente alertas automáticas ante signos previos a infarto o isquemia [10].

1.3. Solución Propuesta

El presente proyecto detalla el desarrollo y aplicación de electrodos capacitivos, para ser utilizados en un sistema de monitorización continua de señales EKG, los cuales dan solución a los problemas que presenta la utilización de electrodos húmedos comerciales, brindando la posibilidad de ser utilizados en mediciones de biopotenciales por largos períodos de tiempo sin incomodar al paciente ni alterando las señales adquiridas. La construcción de los electrodos capacitivos se basa en una placa de circuito impreso, donde la capa aislante cumple la función de interfaz entre la piel y la placa sensora, permitiendo el acoplamiento capacitivo necesario para registrar biopotenciales.

Los biopotenciales, adquiridos por los electrodos capacitivos, son procesados analógicamente mediante etapas de filtros activos y ganancias de amplificación, las que ayudan a eliminar los artefactos producidos por las interferencias electromagnéticas del exterior; un aspecto muy importante para minimizar el efecto de estos artefactos y de las capacitancias parásitas es la implementación de un blindaje o guarda activa, lo cual ayuda a mejorar la estabilidad y la precisión de las señales adquiridas. La señal resultante es digitalizada por el convertidor analógico/digital del microcontrolador y, posteriormente, es transmitida mediante comunicación por bluetooth.

La implementación de electrodos capacitivos en dispositivos portátiles con transmisión inalámbrica representa una innovadora propuesta para mejorar la monitorización constante de señales bioeléctricas. Esta propuesta tecnológica busca optimizar la comodidad del paciente y la fidelidad de la señal, eliminando la necesidad de contacto directo con la piel y reduciendo interferencias, lo que permite desarrollar dispositivos más versátiles, eficientes y adecuados para entornos modernos de monitorización continua.

1.4. Objetivos

1.4.1. Objetivo General

Desarrollar e implementar electrodos capacitivos como parte de un sistema inalámbrico destinado a la monitorización continua de señales electrocardiográficas (EKG). Se busca ofrecer una alternativa cómoda, no invasiva y eficiente al uso tradicional de electrodos húmedos, enfocándose en mejorar la calidad de la señal, la portabilidad del sistema y eficiencia para el registro de biopotenciales en aplicaciones médicas de telemedicina.

1.4.2. Objetivos Específicos

- Desarrollar e implementar los sistemas electrónicos de los electrodos capacitivos, aplicando medidas de aislamiento para minimizar el impacto de ruido e interferencias del entorno. El diseño debe tomar en cuenta el uso de técnicas como la guarda activa y el manejo adecuado de capacitancias parásitas, con el objetivo de mantener una buena calidad de la señal durante la etapa de adquisición.
- Desarrollar e implementar la etapa procesamiento analógico de señales de EKG, que incluirá el acondicionamiento adecuado de la señal mediante etapas de filtrado, amplificación y eliminación de ruido.
- Desarrollar e implementar la etapa de conversión analógico a digital y comunicación

inalámbrica, que permita digitalizar en tiempo real las señales adquiridas para su posterior transmisión mediante protocolos Bluetooth a una PC.

- Realizar una comparación entre las señales adquiridas por los electrodos capacitivos y por sistemas que utilicen electrodos húmedos comerciales.

1.5. Metodología

Este proyecto está enfocado en el desarrollo de electrodos capacitivos, enfocados a su aplicación en la monitorización continua de señales de EKG. Para lograr los objetivos propuestos, se llevará a cabo una metodología de investigación estructurada en diversas fases:

A) Fase teórica.

Se establece una investigación acerca de biopotenciales y técnicas para adquisición de éstos, en especial sobre electrodos sin contacto; del acoplamiento eléctrico, de los métodos de atenuación del ruido que se presenta en este tipo de electrodos, de los métodos de aislamiento y blindaje, así como también, de las etapas de filtrado y de amplificación adecuadas.

B) Fase de diseño.

Se seleccionarán los dispositivos electrónicos adecuados y, mediante el software KiCad, se diseñarán los circuitos electrónicos de los electrodos capacitivos que permitirán la adquisición de señales, el sistema de procesamiento de señales analógicas, el sistema de digitalización y la comunicación inalámbrica.

C) Fase de implementación:

Se realizará el montaje de los elementos constructivos, tanto electrónicos como estructurales del sistema.

D) Fase de pruebas y resultados:

Se llevará a cabo una verificación del desempeño del prototipo mediante la comparación entre la señal obtenida con los sensores capacitivos y la registrada por un dispositivo comercial que utiliza electrodos húmedos.

Se evaluará que las derivaciones registradas por el prototipo presenten bajos niveles de ruido y que los componentes del electrocardiograma sean claramente identificables.

1.6. Alcance

El alcance de este proyecto de titulación abarca los siguientes aspectos:

- Se diseñarán los circuitos electrónicos para los electrodos capacitivos utilizando el software KiCad, abarcando tanto el diseño de los electrodos como las etapas de procesamiento analógico de las señales. El enfoque principal incluirá el blindaje y aislamiento adecuados para minimizar interferencias y ruido. Además, se desarrollarán los circuitos de alimentación, teniendo en cuenta que el sistema debe ser inalámbrico.

Finalmente se diseñarán las etapas de digitalización de las señales y el módulo de comunicación inalámbrica necesario para transmitir los datos de manera eficiente.

- Se llevará a cabo el montaje de todos los elementos constructivos, posteriormente se realizarán pruebas y mediciones para asegurar el correcto funcionamiento de cada componente. Finalmente, el dispositivo se almacenará en una estructura diseñada para optimizar su portabilidad, garantizando que sea fácil de transportar y esté protegido para diferentes condiciones de uso.
- Se desarrollará el firmware del microcontrolador que realiza el procesamiento de señales analógicas, convirtiéndolas en datos digitales y trasmittiéndolas de manera eficiente mediante comunicación inalámbrica.
- Para validar el prototipo, se realizará una comparación estadística de las señales de EKG, adquiridas con los electrodos capacitivos y las señales adquiridas con sistemas basados en electrodos húmedos comerciales. Las señales obtenidas deben tener un nivel bajo de ruido y sus componentes deben ser identificables.

1.7. Hipótesis

En el presente proyecto de titulación se propone la siguiente hipótesis de trabajo:

Hipótesis general:

Los electrodos capacitivos diseñados e implementados permiten adquirir señales electrocardiográficas con una calidad comparable a las señales obtenidas mediante electrodos húmedos comerciales, garantizando un monitoreo confiable, cómodo y no invasivo, adecuado para aplicaciones en entornos ambulatorios y sistemas de telemedicina.

Para validar esta hipótesis, se llevará a cabo una comparación entre las señales adquiridas por el prototipo desarrollado y las obtenidas mediante electrodos húmedos. La comparación se realiza utilizando métricas cuantitativas, como el coeficiente de correlación de Pearson, el cual permitirá medir la relación lineal de dos señales, y el error cuadrático medio (RMSE), que permite evaluar qué tan similares son las señales de prueba.

CAPÍTULO 2

2. MARCO TEÓRICO

2.1. Biopotenciales

Los biopotenciales son señales eléctricas originadas en tejidos vivos, como las células nerviosas y musculares, las cuales poseen la capacidad de generar y transmitir potenciales de acción a lo largo del cuerpo. Estos potenciales son de naturaleza iónica y surgen en la membrana celular. Esto significa que son generados por las distintas concentraciones de iones de Sodio (Na^+), Potasio (K^+) y Cloro (Cl^-) entre el exteriores e interiores de la membrana celular, cuando ingresan a los poros de la superficie, también conocidos como canales iónicos. Estas diferencias son mantenidas por la bomba de sodio-potasio (Na^+/K^+ -ATPasa), una proteína de membrana que, usando energía del ATP, expulsa tres iones de sodio fuera de la célula e introduce dos de potasio [11].

Este transporte es esencial para conservar el equilibrio eléctrico de la membrana en estado de reposo, restaurar las condiciones tras un potencial de acción y regular funciones celulares, incluyendo el control del tamaño celular, el movimiento de nutrientes y los procesos de señalización dentro de la célula. Su actividad es crucial en tejidos como el cerebro, donde las neuronas dependen de manera crítica de este mecanismo para mantener su actividad eléctrica, representando una parte significativa del consumo energético celular [12]. La Figura 2.1 representa el potencial de acción de una fibra muscular mediante la colocación de un electrodo en el interior de la célula y otro al exterior de la célula.

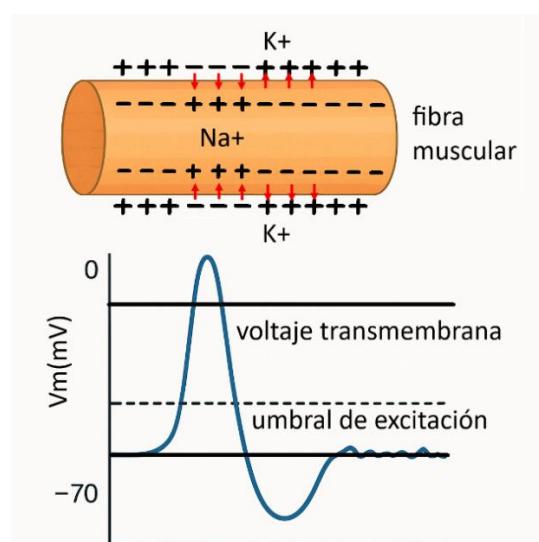


Figura 2.1 Potencial de acción de fibra muscular, fuente propia.

Los biopotenciales registrados mediante electrodos en la piel difieren considerablemente de los presentados en la Figura 2.1, ya que se obtienen señales extracelulares, las cuales son muy distintas a los potenciales de acción intracelulares. Las señales extracelulares representan una superposición de múltiples potenciales de acción generados en diversas células, los cuales se propagan a través de estas como corrientes iónicas. La amplitud y morfología de los biopotenciales dependen de muchos aspectos fisiológicos y morfológicos, como el tipo de células, la acumulación de células activas, la distancia de los electrodos con la fuente, la conductividad de los tejidos, frecuencia de la señal, entre otros [12] [13].

Entre las señales biológicas más comunes está el electroencefalograma que involucra una gran cantidad de células en funcionando de forma sincrónica, por lo tanto la señal tiene una forma muy definida, en el caso del electroencefalograma que generalmente es desincronizado, reflejando una actividad muy compleja ya que cada neurona funciona de forma independiente y también se utiliza las señales de electromiograma que tiene un aspecto más estructurado, ya que los potenciales de acción de los músculos están más organizados. Éstos poseen un rango de amplitud que va desde unos cientos de uV hasta unos cientos de mV y sus componentes espectrales se encuentran entre 0.01Hz y 1Khz [14].

2.1.1. Señales Electrocardiográficas

Las señales del electrocardiograma reflejan la actividad bioeléctrica del corazón en forma de una gráfica y se generan a partir de las variaciones de los potenciales eléctricos que ocurren durante la despolarización y repolarización de las cámaras auriculares y ventriculares del corazón. Estos biopotenciales pueden visualizarse a lo largo del tiempo en una gráfica con diferentes componentes. En la fase de diástole, el corazón se encuentra en reposo y las aurículas se llenan con sangre que llega desde las venas cava y las venas pulmonares. Al completarse el llenado auricular, se produce su contracción, lo que permite el paso de la sangre hacia los ventrículos a través de las válvulas auriculoventriculares, lo que da lugar a la despolarización auricular, representada por la onda P.

La fase sistole comienza cuando los ventrículos se llenan de sangre. Los ventrículos se contraen, cerrando las válvulas auriculoventriculares para evitar el retorno de sangre a las aurículas y empujando la sangre hacia las arterias. La despolarización ventricular corresponde al complejo QRS, que es la parte de mayor amplitud de la señal EKG. Finalmente, la onda T representa la repolarización ventricular, que señala la relajación de los ventrículos [15] [16].

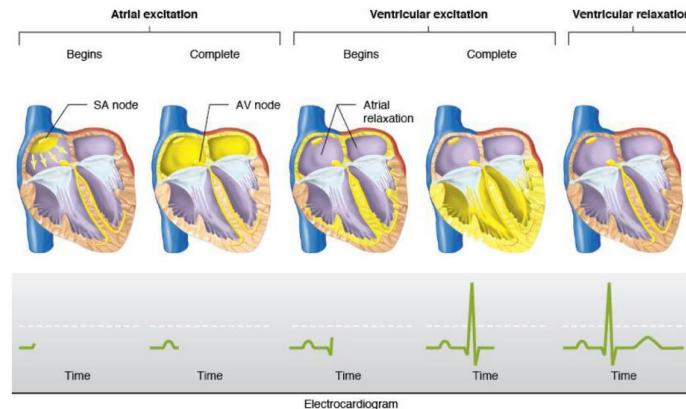


Figura 2.2 Interpretación del ciclo cardíaco en forma de onda normal de EKG, tomado de [17].

2.1.2. Derivaciones Electrocardiográficas

Las derivaciones electrocardiográficas son disposiciones específicas de los electrodos que permiten captar la actividad eléctrica del corazón desde diferentes planos. Cada una de las derivaciones evalúa el potencial eléctrico entre dos ubicaciones del cuerpo, siguiendo la dirección de la corriente a través de una línea imaginaria que conecta los electrodos, tal como se observa en la Figura 2.3. Estas derivaciones ofrecen una visión completa del corazón al observar cómo se propaga la actividad eléctrica en diferentes planos, lo que es crucial para el diagnóstico de diversas condiciones cardíacas [18].

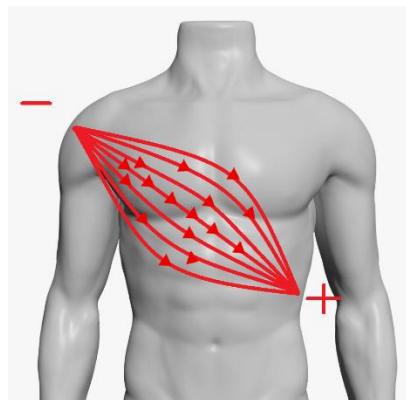


Figura 2.3 Dirección de la corriente en la derivación DII, fuente propia.

2.1.2.1. Derivaciones Bipolares

En las derivaciones bipolares, se mide la diferencia de potencial entre dos ubicaciones corporales, comúnmente en las extremidades. La derivación DI mide la diferencia de potencial entre el brazo izquierdo, donde se coloca el electrodo positivo, y el brazo derecho, donde se ubica el electrodo negativo. Su eje eléctrico se orienta entre 0° y 180° . Por otro lado, la derivación

DII mide la diferencia de potencial entre la pierna izquierda, donde se coloca el electrodo positivo, y el brazo derecho, donde se ubica el electrodo negativo. Su eje eléctrico se orienta entre 60° y 240° , su eje se encuentra entre 60° y -120° . La derivación DIII mide la diferencia de potencial entre la pierna izquierda, donde se coloca el electrodo positivo, y el brazo izquierdo, donde se ubica el electrodo negativo. Su eje eléctrico se orienta entre 120° y -60° [18] [19].

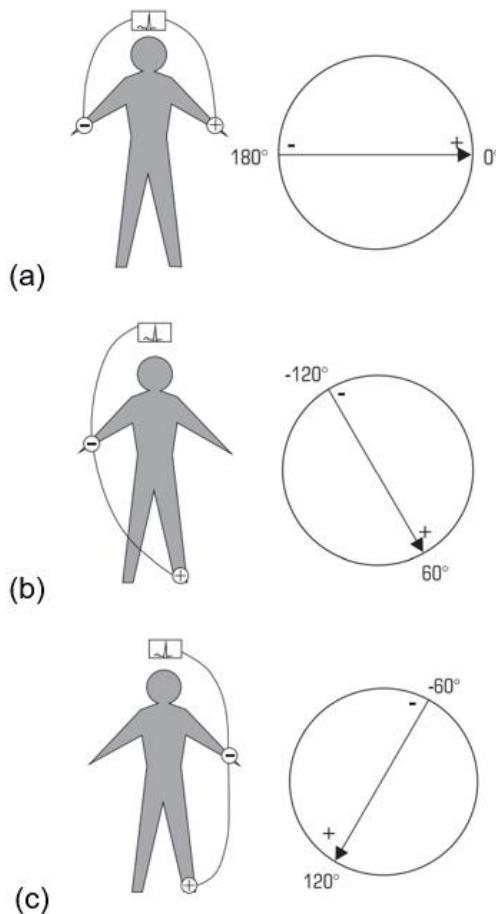


Figura 2.4 Representación de las ubicaciones de los electrodos y ejes correspondientes a las derivaciones bipolares: (a) DI, (b) DII y (c) DIII, tomado de [19].

2.1.2.2. Derivaciones Unipolares

Las derivaciones unipolares miden los potenciales eléctricos absolutos de un electrodo positivo. Para lograr esto, es necesario que el otro electrodo tenga un potencial cercano a cero. Esto se puede conseguir mediante el mecanismo de Wilson, que une los electrodos negativos, anulando sus fuerzas y creando un potencial de referencia. Alternativamente, se puede utilizar el mecanismo de Goldberger, que amplifica las señales eléctricas del corazón mediante un conjunto de derivaciones aumentadas: aVR, aVL y aVF. Esto permite obtener una imagen más clara y detallada de la actividad eléctrica cardíaca, esencial para el diagnóstico clínico [18] [19].

En la derivación aVR, el electrodo positivo se ubica en el brazo derecho, mientras que el polo negativo corresponde a la combinación del electrodo del brazo izquierdo con los electrodos de ambas piernas. Su eje eléctrico se orienta entre 30° y -150° . En la derivación aVL, el electrodo positivo se coloca en el brazo izquierdo, mientras que el polo negativo es la combinación del electrodo del brazo derecho con los electrodos de las piernas. Su eje eléctrico se encuentra entre -30° y 150° . En la derivación aVF, el electrodo positivo está ubicado en la pierna izquierda, mientras que el polo negativo corresponde a la combinación de los electrodos de la pierna derecha y los brazos. Su eje eléctrico se sitúa entre -90° y 90° [18] [19].

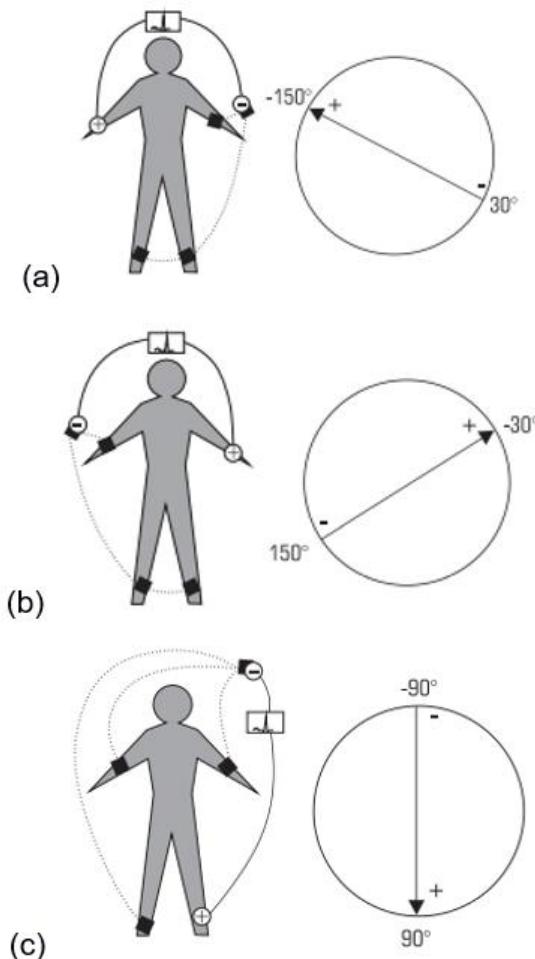


Figura 2.5 Representación de las ubicaciones de los electrodos y ejes correspondientes a las derivaciones unipolares: (a) aVR, (b) aVL y (c) aVF, tomado de [19].

2.1.2.3. Derivaciones Unipolares Precordiales

Las derivaciones precordiales se ubican en el plano horizontal, realizando un corte mediante una línea imaginaria a nivel del tórax. Los potenciales eléctricos son medidos por electrodos colocados en la parte anterior del tórax, específicamente en la región anterior e izquierda de dicho plano, como se muestra en la Figura 2.6. Estas derivaciones proporcionan información detallada sobre distintas zonas del corazón: la cara anterior, el septum interventricular y la parte inferior de la pared libre del ventrículo izquierdo, se indica las localizaciones de las derivaciones en la Tabla 2.1, permitiendo una evaluación más precisa de la actividad eléctrica en estas áreas específicas [18] [19].

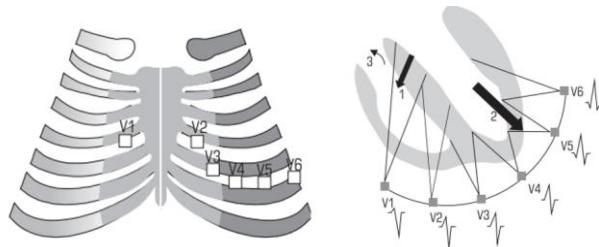


Figura 2.6 Derivaciones unipolares precordiales del corazón, tomado de [19].

Tabla 2.1 Ubicación de los electrodos en las derivadas precordiales, tomado de [19].

Derivación	Ubicación del electrodo
V1	Zona anterior, en la parte superior del septum interventricular.
V2	Zona anterior, ubicada en la sección media del septum interventricular.
V3	Zona anterior, en la parte inferior del septum interventricular.
V4	Zona anterior, localizada en el ápex del corazón.
V5	Región inferior de la pared libre del ventrículo izquierdo.
V6	Región inferior de la pared libre del ventrículo izquierdo.

2.2. Electrodos

Estos dispositivos permiten la detección y el registro de las señales eléctricas originadas en diversos órganos del cuerpo, como el corazón, los músculos o el cerebro. Transforman la corriente iónica generada por las células en corriente eléctrica a través de procesos electroquímicos que ocurren en la interfaz formada por la piel y el electrodo. Esta conversión permite que las señales bioeléctricas, como las de un EKG puedan ser amplificadas, procesadas

y analizadas por equipos electrónicos. De este modo, los electrodos facilitan la monitorización y diagnóstico de diversas condiciones médicas, además de contribuir a la investigación fisiológica [20].

Los electrodos se clasifican según la interacción que tienen con la superficie de la piel en invasivos y no invasivos. Los electrodos invasivos, como los electrodos de aguja, se utilizan comúnmente para mediciones más profundas. Estos electrodos penetran la epidermis y alcanzan los tejidos subyacentes, lo que permite obtener mediciones más precisas de la actividad bioeléctrica a nivel muscular o nervioso. Debido a su inserción directa en los tejidos, la impedancia de contacto es muy baja, lo que facilita la captación de señales eléctricas con menor interferencia y mayor fidelidad [20] [21].

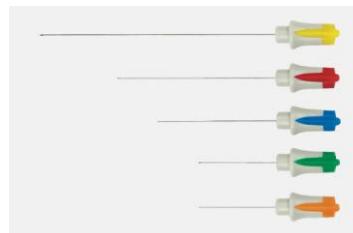


Figura 2.7 Electrodos de aguja concéntrica desechables, tomado de [22].

Los electrodos superficiales son ideales para monitorización continua y diagnóstico en entornos clínicos y de investigación, no son invasivos y se dividen en dos categorías: electrodos húmedos y secos, según el método que emplean para la transferencia de carga con la piel. Los diferentes tipos de electrodos se representan en la Figura 2.8.

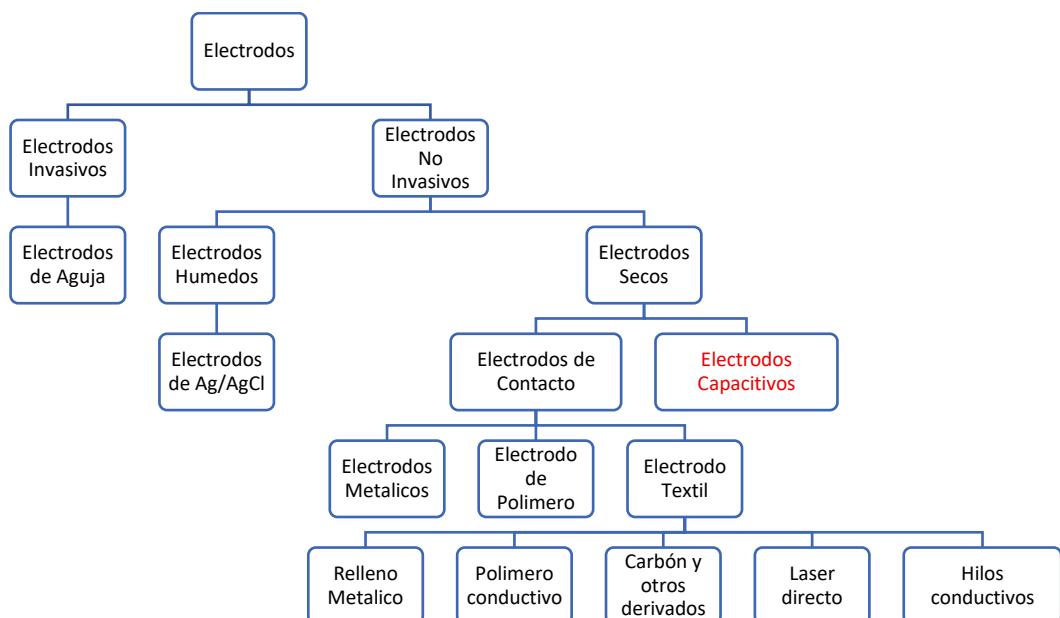
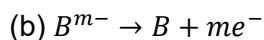
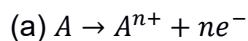


Figura 2.8 Clasificación de los diferentes tipos de electrodos, tomado de [3].

2.2.1. Electrodos Húmedos

Los electrodos húmedos hacen contacto con la superficie de la piel mediante una capa de gel conductor o capa de solución electrolítica, este gel hidrata la piel y ayuda a mejorar la conductividad eléctrica reduciendo la impedancia de acoplamiento. Los electrodos húmedos más comunes utilizados son los desechables, estos tienen una capa adhesiva para sujetarse en la superficie, es necesario una preparación previa para su colocación limpiando el área con alcohol, el sensor está recubierto por un gel de cloruro de plata (AgCl). La interacción química que ocurre en la superficie donde se encuentran el electrodo y el electrolito, y que permite el intercambio de cargas eléctricas, está representada en la Ecuación 2.1.



Ecuación 2.1 Reacción química electrodo-electrolito: (a) Oxidación, (b) Reducción.

La Ecuación 2.1 representa las reacciones de oxidación que ocurren en la interfaz electrodo-electrolito, n representa el número de electrones que pierde A durante la oxidación y m representa el número de electrones que se gana B durante la reducción. Los átomos del metal pueden oxidarse, liberando electrones que se transfieren al electrodo, mientras que los átomos metálicos oxidados ingresan a la solución como cationes. Así mismo, los cationes presentes en el gel pueden reducirse al ceder electrones al electrodo sensor, depositándose en este como átomos neutros. Además, la reacción inversa también ocurre en la interfaz, generando un equilibrio dinámico. Estas reacciones de oxidación y reducción son responsables de la transducción de corrientes iónicas a corrientes eléctricas [3].



Figura 2.9 Electrodo húmedo desechable, tomado de [1].

2.2.2. Electrodos Secos

Los electrodos secos son un tipo de electrodo que no requieren una capa de gel conductivo entre la piel y el sensor. La ausencia de este gel aumenta la impedancia de acoplamiento, lo cual puede afectar la calidad de la señal. Sin embargo, este efecto es mitigado por la humedad natural de la piel, como el sudor, que ayuda a reducir dicha impedancia. Estos electrodos son particularmente adecuados para monitoreo a largo plazo, ya que eliminan el problema de deshidratación del gel, evitando así la degradación de la señal con el tiempo. Existen diversos tipos de electrodos secos, que varían desde simples discos de acero inoxidable hasta diseños más avanzados con microestructuras de silicio y amplificadores integrados. Sin embargo, su uso en la práctica presenta varios desafíos en la práctica que las técnicas tradicionales, debido a su alta relación señal-ruido y son propensos a artefactos de movimiento. Actualmente, se desarrollan múltiples estudios destinados a mitigar estos desafíos ya que los electrodos secos tienen muchas ventajas para la monitorización continua. Para asegurar una correcta captación de las señales, es necesario implementar circuitos electrónicos activos que puedan amortiguar y acondicionar las señales antes de su transmisión por cables, garantizando una medición precisa y estable [1] [3].

2.2.2.1. Electrodos de Contacto

Los electrodos de contacto pueden ser metálicos, electrodos de agujas de penetración, electrodos de polímero o electrodos textiles. Los electrodos de agujas no tienen el problema de la impedancia de acoplamiento ya que la matriz de micro agujas penetra la superficie de la piel disminuyendo dicha impedancia. Los electrodos metálicos tienen mejor conductividad, poseen una vida útil prolongada y son reutilizables, pero son rígidos y no tienen buena conformidad con la superficie de la piel. Esto provoca que con el movimiento se generen artefactos de movimiento y se distorsione la señal resultante. Los electrodos de polímero textil se adaptan mejor a la superficie de la piel, son más flexibles y son fabricados de PDMS y poliuretano, que tienen buena biocompatibilidad y su módulo de Young es compatible con la piel [3] [23].

2.2.2.2. Electrodos Capacitivos

Los electrodos capacitivos son electrodos secos que tienen un material aislante entre la piel y la placa sensora, formando un componente capacitivo entre estos dos. Estos electrodos obtienen los biopotenciales mediante el acoplamiento capacitivo de la corriente de desplazamiento

eléctrico. Para la implementación de este tipo de electrodos es fundamental utilizar una etapa de pre amplificación y técnicas de guarda activa para reducir los efectos del ruido por los artefactos de movimiento e interferencias electromagnéticas ambientales. Gracias a su flexibilidad se pueden colocar en textiles, donde el sensor y la superficie de la piel se consideran dos placas paralelas de un capacitor con tela en el medio que actúa como parte de la capa aislante junto con la máscara anti-soldante de la PCB [3] [24].

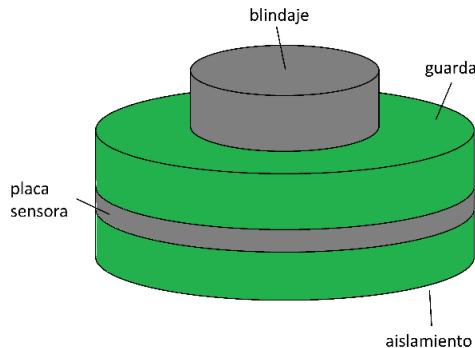


Figura 2.10 Estructura básica de electrodo capacitivo, fuente propia.

2.3. Acoplamiento de Electrodos Capacitivos

El acoplamiento de los electrodos capacitivos hace referencia al mecanismo mediante el cual los electrodos interactúan con la superficie de la piel sin establecer contacto directo. Al no transmitir señales a través de una conexión conductiva, estos electrodos forman un circuito capacitivo entre el electrodo, materiales aislantes, capa anti-soldante y superficie de la piel. La impedancia de acoplamiento es importante para la calidad de las mediciones de biopotenciales, ya que afecta a la capacidad del electrodo para captar las señales del cuerpo humano.

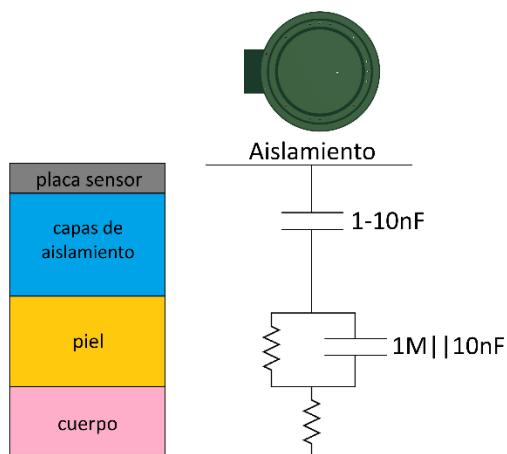


Figura 2.11 Acoplamiento eléctrico de electrodo capacitivo, fuente propia.

El circuito equivalente del acoplamiento de los electrodos capacitivos presentado en la Figura 2.12 incluye la resistencia de la Dermis, la impedancia correspondiente a la epidermis Z_s , al aislante Z_i , y a la etapa de entrada del pre amplificador Z_{in} .

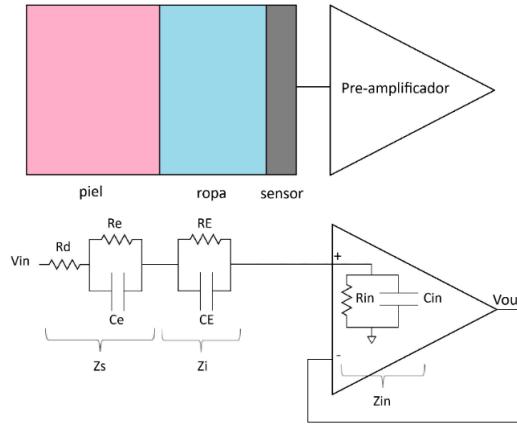


Figura 2.12 Circuito equivalente para la medición de EKG con electrodos capacitivos, fuente propia.

$$Z_s = R_d + \frac{1}{\frac{1}{R_e} + sC_e}$$

$$Z_i = \frac{1}{\frac{1}{R_E} + sC_E}$$

$$Z_{in} = \frac{1}{\frac{1}{R_{in}} + sC_{in}}$$

Ecuación 2.2 Impedancias del modelo de acoplamiento de electrodos capacitivos.

La relación del voltaje de salida y el voltaje de entrada después de la pre amplificación se puede obtener mediante la ley de Kirchhof. La impedancia de entrada de pre amplificación en un sistema de medición de EKG es un parámetro importante que impacta directamente la calidad de la señal medida. Para optimizar la fidelidad de la señal, es necesario que la impedancia de entrada sea lo más alta posible, ya que esto reduce la carga sobre la fuente de la señal y minimiza posibles distorsiones [25].

$$V_{out} = V_{in} * \frac{Z_{in}}{Z_s + Z_i + Z_{in}}$$

$$V_{out} = V_{in} * \frac{1}{\frac{Z_s + Z_i}{Z_{in}} + 1}$$

Ecuación 2.3 Voltaje de salida de sistema de medición de EKG.

2.4. Blindaje de Electrodos Capacitivos

El blindaje aplicado a los electrodos capacitivos representa una solución efectiva para reducir interferencias y mejorar la fidelidad de las señales de EKG. Al implementar un blindaje adecuado, se puede reducir los efectos de las interferencias electromagnéticas del entorno que afectan la forma de la señal. Además, el blindaje ayuda a minimizar los efectos de capacitancias parásitas que a menudo se generan entre los electrodos y otros componentes sistema, cuando los conductores están cerca a otros se puede formar capacitancias entre ellos, mediante el diseño de circuito impreso cuando se forman capacitancias entre las pistas y mediante la interacción con el entorno, como la presencia de material dieléctrico (textiles o la piel) que pueden alterar la capacitancia efectiva del circuito [25] [26].

En los sistemas de medición de biopotenciales, la impedancia de entrada desempeña un papel fundamental en la calidad de la señal adquirida, ya que incide directamente en la relación señal-ruido (SNR), una métrica que expresa la proporción entre la potencia de la señal útil y la del ruido presente. Un diseño que optimice la resistencia de entrada es fundamental, ya que influye directamente en la eficacia del sistema de medición. Por lo tanto, es imprescindible evaluar cuidadosamente los esquemas de diseño para maximizar este aspecto. La compensación de la impedancia de la fuente de señal es una técnica fundamental para mejorar la transferencia de la señal y optimizar la impedancia de entrada, mediante la implementación de circuitos de impedancia negativa. Tal como se muestra en la Figura 2.13, esta técnica permite compensar la impedancia de la interfaz entre la piel y el electrodo, lo que no solo mejora significativamente la calidad de la señal, sino que también reduce el ruido asociado a la impedancia de entrada del sistema de medición [25].

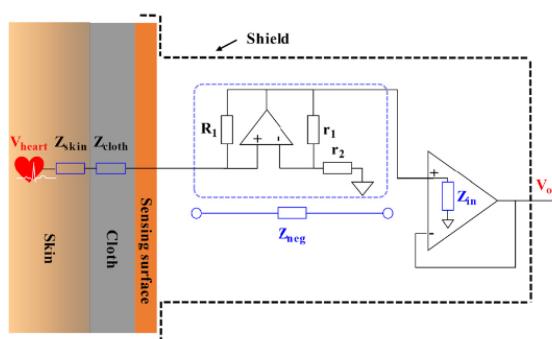


Figura 2.13 Esquema de circuito electrónico de impedancia negativa, tomado de [25].

Para alcanzar una impedancia de entrada elevada, se puede implementar una red de polarización con diodos conectados en antiparalelo (dos diodos en direcciones opuestas) para aprovechar la corriente de fuga del diodo en polarización inversa, idealmente en el rango de pico

amperios (pA). Este método es útil porque permite mantener una alta impedancia de entrada y ofrece una recuperación más rápida en los artefactos producidos por el movimiento, como los producidos por la respiración o mientras se camina. Adicionalmente, permite el paso de corriente continua para equilibrar las corrientes de fuga y ajustar el voltaje de entrada a un nivel medio, asegurando un rango óptimo de señal de salida. La Figura 2.14 representa un circuito esquemático de un amplificador de entrada, en el cual se implementó una red de polarización de entrada mediante diodos en polarización inversa con un capacitor de desacople y un filtro pasa bajo activo [27].

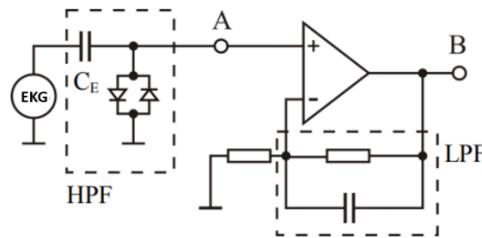


Figura 2.14 Esquema de circuito de entrada con diodos de polarización, tomada de [27].

La implementación de circuitos con alta impedancia es una técnica esencial en el procesamiento de biopotenciales. La figura 2.15 ilustra el circuito T, el cual es una configuración de resistencias que permiten alcanzar una alta impedancia de entrada sin la necesidad de recurrir a resistores individuales de alta impedancia, que son costosos y difíciles de conseguir. Esta técnica facilita la obtención de una resistencia alta, también mitiga los efectos asociados al ruido. Al dividir la carga entre varias resistencias de menor valor, el circuito T mejora la estabilidad del sistema y reduce la influencia de la corriente de Bias o polarización del amplificador operacional. La implementación del circuito T combinado con amplificadores de baja corriente de polarización y técnicas de blindaje activo permiten la adquisición más efectiva de biopotenciales [8].

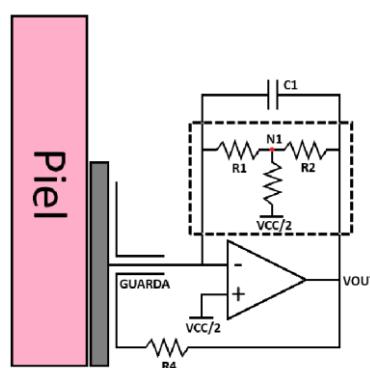


Figura 2.15 Esquema de circuito de entrada con circuito T, fuente propia.

Para la implementación de electrodos capacitivos se puede utilizar un amplificador operacional de riel a riel como un transformador de impedancias vista desde los electrodos capacitivos.

Mediante la configuración de seguidor de voltaje se produce un electrodo con un punto de operación de DC indefinible, debido a que la capacitancia formada por la interfaz piel-electrodo genera una corriente de fuga, que es una pequeña corriente que se pierde y puede cargar la entrada del amplificador. Cuando se tiene dos electrodos capacitivos en un sistema diferencial (donde se amplifica la diferencia de voltajes), este desfase indefinible o diferencia de voltaje entre ellos, causado por la corriente de fuga, también se amplifica, causando saturación en el amplificador, haciéndolo ineficiente. Para minimizar este desfase, se utilizan filtros pasa alto, que bloquean las frecuencias bajas, como la corriente continua, permitiendo que solo pasen las señales de mayor frecuencia. Sin embargo, la aplicación de estos filtros puede afectar negativamente la relación de rechazo al modo común (CMRR), la cual cuantifica la habilidad de un amplificador diferencial para eliminar señales idénticas en ambas entradas (modo común), mientras amplifica exclusivamente la diferencia entre dichas señales (modo diferencial). Este problema se resuelve mediante la utilización de una red de resistencias que logra polarizar y dar un punto de operación estable a la mitad del voltaje de referencia [8] [28].

La Figura 2.16 muestra un circuito de entrada donde el amplificador está en modo seguidor de voltaje (búfer) y conectado a una red Bootstrap, un método de realimentación positiva que permite elevar la impedancia de entrada del circuito. Esta red establece un punto de operación dentro de los niveles de polarización en corriente continua (DC) y previene la saturación del amplificador operacional causada por las corrientes de fuga. La impedancia de entrada del amplificador se incrementa mediante la incorporación de retroalimentación positiva en su entrada no inversora. Al mismo tiempo, la salida se retroalimenta a la entrada inversora, lo que garantiza que los voltajes en ambas entradas (inversora y no inversora) se mantengan iguales. A frecuencias superiores a las determinadas por la red RC de retroalimentación positiva, no hay caída de voltaje en la resistencia, lo que provoca que la impedancia de entrada observada se aproxime al infinito [8].

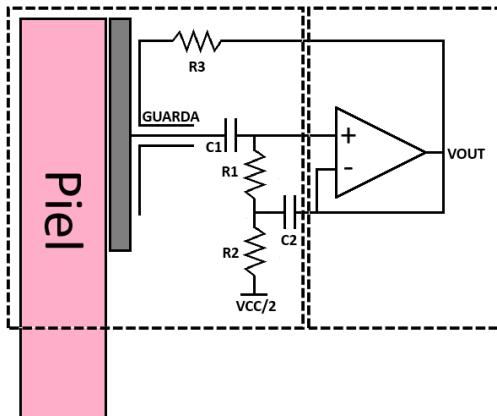


Figura 2.16 Esquema de circuito de entrada con Bootstrap, fuente propia.

Otra red de bootstrapping que puede ser utilizada en la implementación de un buffer de entrada, es un multiplicador de impedancias, que permite simular una resistencia de entrada de ultra alto valor mediante el uso de resistencias de valor moderado. La resistencia equivalente de este circuito puede alcanzar valores muy altos. Sin embargo, este aumento de resistencia puede incrementar el ruido del circuito, afectando a la señal. Para mejorar este problema, se utilizan amplificadores operacionales de bajo ruido, que son adecuados para aplicaciones biomédicas. Este circuito incluye mecanismos para la recuperación rápida de la base en caso de artefactos de alta amplitud, lo que mejora su funcionalidad en entornos muy dinámicos, esto puede incluir situaciones en las que el paciente está en movimiento o en condiciones donde hay interferencias externas [29] [30].

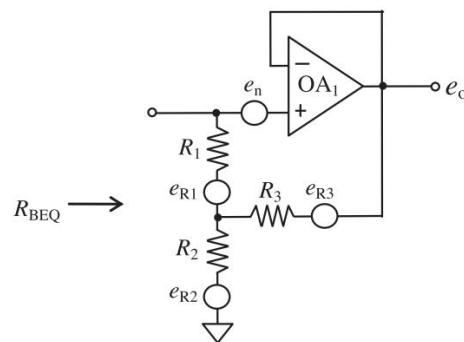


Figura 2.17 Circuito Bootstrap mediante multiplicador de impedancias, tomado de [29].

Los electrodos capacitivos son muy susceptibles a las interferencias electromagnéticas del ambiente, como las interferencias de la línea eléctrica. Para mejorar la calidad de la adquisición de biopotenciales, se puede implementar la guarda activa en el diseño de electrodos activos, minimizando el efecto de las interferencias externas, actúa como un medio de aislamiento o capa de protección del circuito de medición. La guarda activa reduce los efectos de las capacitancias

parásitas que surgen en el circuito impreso, entre elementos del circuito y componentes externos como en textiles o aislantes. La implementación de la guarda consiste en rodear con un anillo la placa sensora y mediante una retroalimentación positiva llevarlo al mismo nivel de voltaje del potencial de salida del amplificador por un camino de baja impedancia. Esto reduce la diferencia de voltaje entre la guarda y entrada del amplificador, lo que disminuye las corrientes parásitas originadas por las capacitancias presentes en la entrada del circuito de medición. Adicionalmente para mejorar el blindaje se puede agregar un blindaje (Shield) que encapsule a todo el circuito de entrada para ayudar a proteger el circuito de las interferencias electromagnéticas, especialmente las que provienen de líneas de alimentación [9] [26] [31].

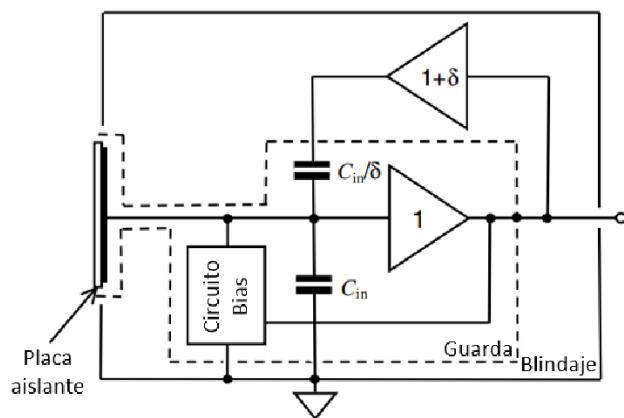


Figura 2.18 Diagrama de bloques general del circuito de entrada de electrodo capacitivo con guarda y blindaje, tomado de [26].

2.5. Filtros Analógicos

Son circuitos electrónicos que procesan señales analógicas en el dominio de la frecuencia, permitiendo el paso de componentes específicos y suprimiendo aquellos fuera del rango de interés. La función principal de los filtros consiste en discriminar entre componentes útiles y no deseadas de una señal, suprimiendo la interferencia y el ruido. En la medición de biopotenciales, las perturbaciones más comunes provienen de las corrientes inducidas por la red eléctrica de 60 Hz, las cuales pueden saturar el convertidor analógico-digital (ADC), volviendo las mediciones inviables.

Dado que los biopotenciales, como los provenientes de un EKG o EEG, suelen tener una amplitud muy baja (en el rango de microvoltios o milivoltios), estas señales son altamente susceptibles a diferentes fuentes de ruido, las cuales pueden tener una amplitud incluso mayor que la propia señal biológica. Esto puede distorsionar la señal o incluso ocultarla por completo. Por lo tanto, una buena selección e implementación de los filtros analógicos es crucial para

asegurar la calidad de la señal de interés. Un filtrado adecuado no solo mejora la relación señal-ruido (SNR), sino que también evita la saturación de los componentes electrónicos, permitiendo obtener mediciones precisas y confiables [32] [33].

2.5.1. Filtros Pasivos

Este tipo de filtros está conformado únicamente de componentes pasivos como resistores, bobinas y condensadores. No requieren alimentación externa, ya que aprovechan las características eléctricas de elementos como resistencias, capacitores e inductores. Los filtros pasivos son simples y robustos, pero suelen tener limitaciones, como la falta de amplificación de la señal y una capacidad de filtrado limitada por la ganancia.

Además, suelen ser menos efectivos cuando se requiere un control preciso sobre las características de la señal o cuando se necesita manejar señales de muy baja amplitud, como en el caso de los biopotenciales, donde el uso de filtros activos podría ser más adecuado para mejorar el rendimiento del filtrado [34].

2.5.1.1. Filtro Pasa Bajo Pasivo

El comportamiento de este tipo de filtro se fundamenta en cómo varía la impedancia de sus elementos en respuesta a diferentes frecuencias. Las señales de baja frecuencia atraviesan el circuito con poca atenuación, mientras que las señales de alta frecuencia encuentran una mayor oposición y, por lo tanto, son atenuadas o bloqueadas [34].

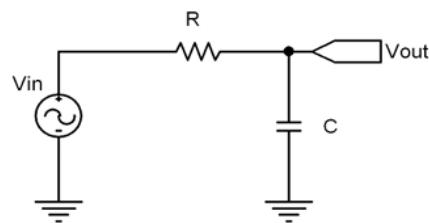


Figura 2.19 Circuito eléctrico de filtro pasa bajo pasivo, tomado de [34].

La Ecuación 2.4 define el valor de la frecuencia de corte del filtro:

$$f_c = \frac{1}{2\pi RC}$$

Ecuación 2.4 Frecuencia de corte de filtro pasa bajo pasivo.

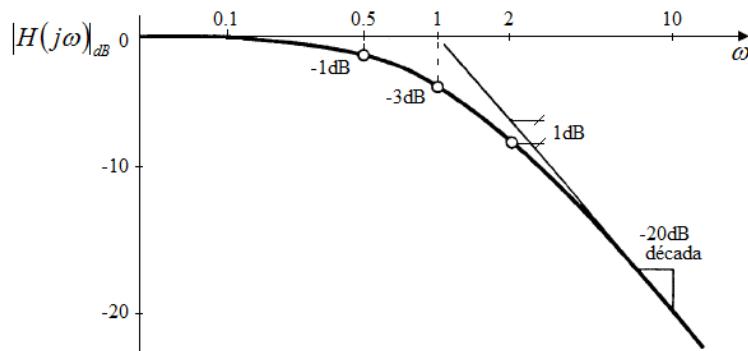


Figura 2.20 Diagrama de Bode del filtro pasa bajo pasivo, tomado de [34].

2.5.1.2. Filtro Pasa Alto Pasivo

Este tipo de filtro emplea la variación de impedancia de sus elementos para atenuar las frecuencias por debajo de un umbral específico. A frecuencias bajas, los componentes como los condensadores o inductores presentan una alta impedancia, bloqueando o atenuando las señales. A frecuencias altas, la impedancia disminuye, permitiendo que las señales pasen [34].

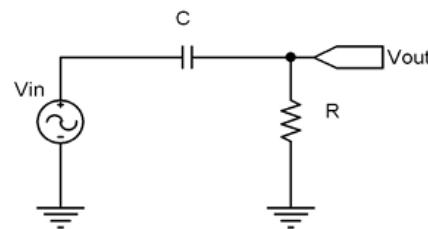


Figura 2.21 Circuito eléctrico de filtro pasa alto pasivo, tomado de [34].

De igual manera que en el caso de los filtros pasa bajo, se define el valor de la frecuencia de corte del filtro mediante la Ecuación 2.4.

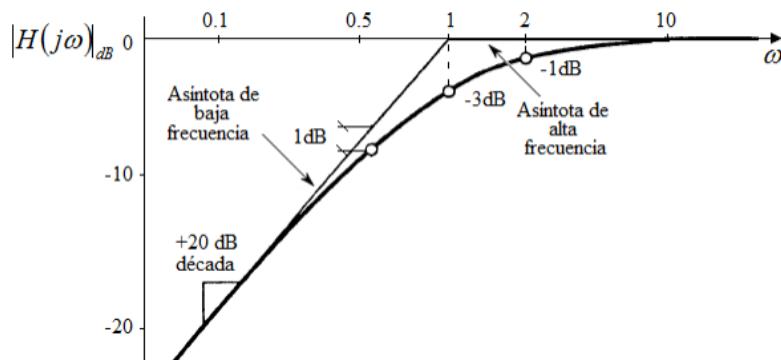


Figura 2.22 Diagrama de Bode del filtro pasa alto pasivo, tomado de [34].

2.5.2. Filtros Activos

Este tipo de filtros combina resistencias, capacitores y otros elementos pasivos con componentes activos, como transistores o amplificadores operacionales, para mejorar el desempeño del filtrado. Estos circuitos ofrecen una ganancia de amplificación y una alta impedancia de entrada, características fundamentales para el manejo de señales de muy pequeñas. La respuesta de los filtros activos como de los filtros pasivos depende del tipo de filtro (pasa bajo, pasa alto, pasa banda y rechaza banda) y la familia que constituye (Bessel, Butterworth, Chebyshev, etc.) [35] [36]. En la Figura 2.23 se presenta un ejemplo de un filtro pasa bajo de segundo orden activo.

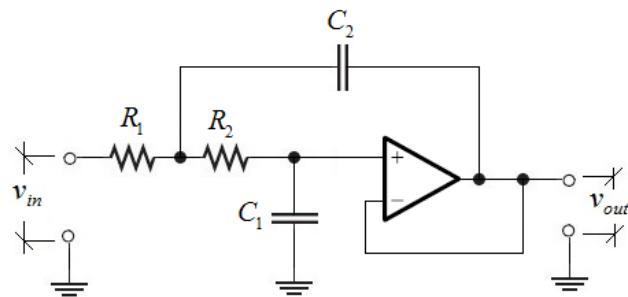


Figura 2.23 Filtro pasa bajo de segundo orden activo, tomado de [36].

Los filtros pasivos son recomendados en aplicaciones de alta frecuencia, mientras que para aplicaciones de bajas frecuencias (frecuencias menores a 1Mhz) se utilizan filtros activos, debido a que en altas frecuencias se tiene la generación de capacitancias parásitas en los elementos activos. La Figura 2.24 presenta la respuesta en frecuencia de los filtros pasa bajos.

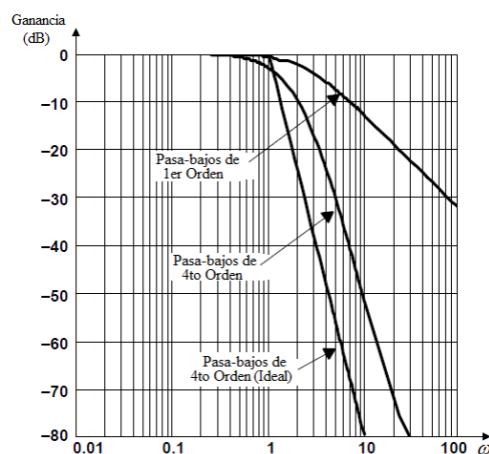


Figura 2.24 Variación de la respuesta en frecuencia de filtros pasa bajo de diferente orden, tomado de [36].

A) Filtros de Butterworth

Este tipo de filtro deja pasar las frecuencias deseadas con una respuesta muy estable y sin variaciones en la banda de paso. Son utilizados comúnmente en sistemas de control, son útiles para organizar polos en filtros de orden superior.

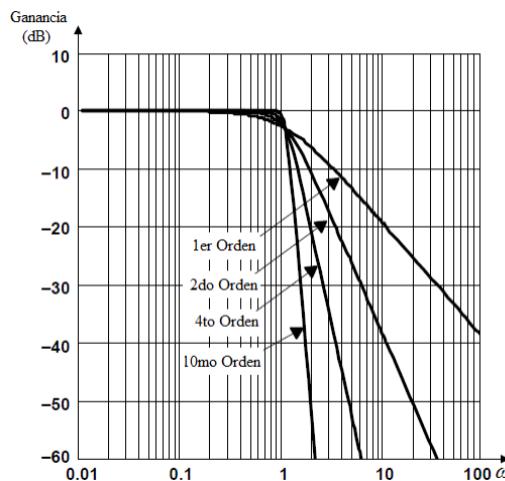


Figura 2.25 Respuesta en frecuencia de filtros de Butterworth, tomado de [36].

B) Filtros de Chebyshev

Los filtros Chebyshev permiten controlar con mayor precisión la atenuación de las señales no deseadas en la banda de rechazo, debido a su respuesta en frecuencia altamente pronunciada en baja frecuencia. Se suelen utilizar en filtros anti-aliasing y aplicaciones de conversión de datos.

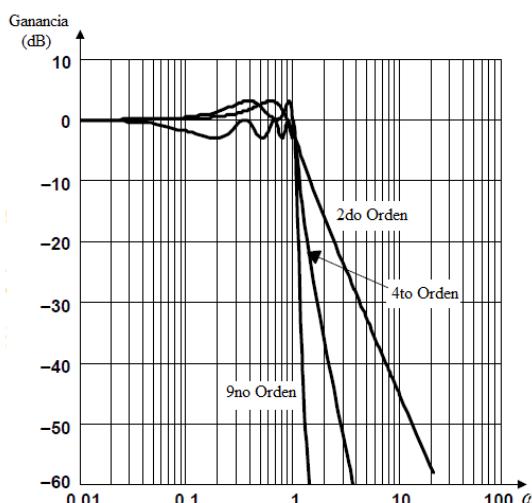


Figura 2.26 Respuesta en frecuencia de filtros de Chebyshev, tomado de [36].

C) Filtros Bessel

Los filtros Bessel preservan la forma original de la señal en el tiempo gracias a su respuesta de fase lineal, y son efectivos en un amplio rango de frecuencias. No tienen una respuesta tan plana como los filtros Butterworth, ni una caída tan rápida como los filtros Chebyshev. La Figura 2.27 compara la respuesta en frecuencia estos tres tipos de filtros.

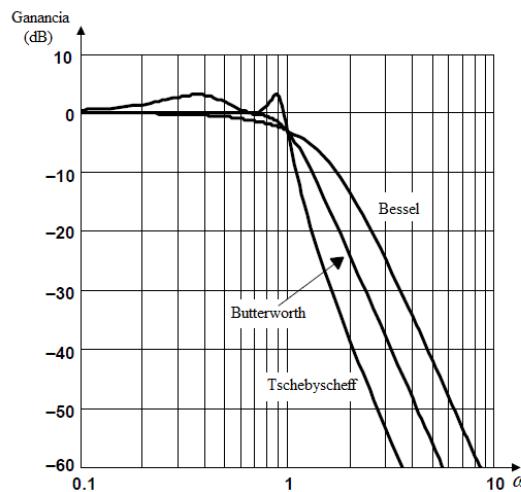


Figura 2.27 Respuesta en frecuencia de filtros de cuarto orden, tomado de [36].

2.5.2.1. Filtro Pasa Bajo Activos de Primer Orden

Este tipo de filtros disponen de un solo polo en el dominio de la frecuencia, que marca la frecuencia en donde la ganancia empieza a decrecer. Los polos determinan el comportamiento a diferentes frecuencias.

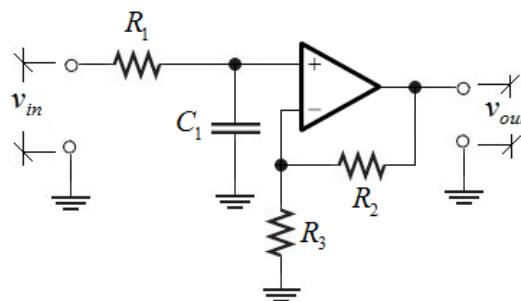


Figura 2.28 Filtro pasa bajo no inversor de primer orden, tomado de [36].

$$H(s) = \frac{1 + \frac{R_2}{R_3}}{1 + \omega_c R_1 C_1 s}$$

Ecuación 2.5 Modelo matemático de filtro pasa bajo no inversor de primer orden.

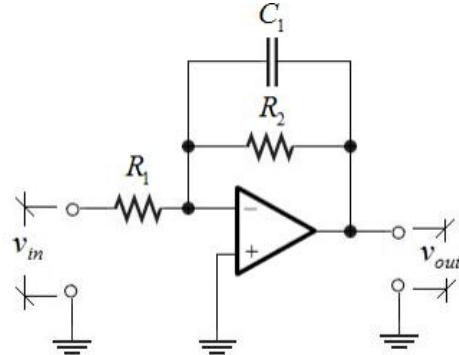


Figura 2.29 Filtro pasa bajo inversor de primer orden, tomado de [36].

$$H(s) = \frac{-\frac{R_2}{R_1}}{1 + \omega_c R_2 C_1 s}$$

Ecuación 2.6 Modelo matemático de filtro pasa bajo inversor de primer orden.

2.5.2.2. Filtro Pasa Bajo Activos de Segundo Orden

A) Filtro de Sallen-Key

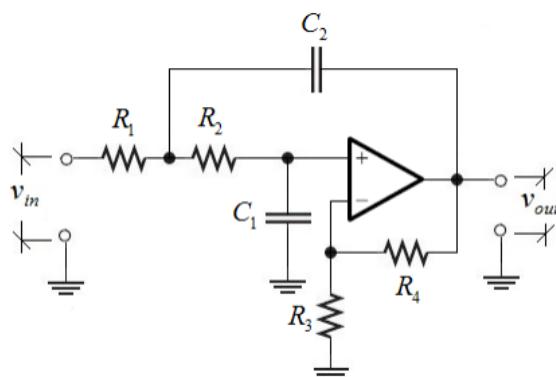


Figura 2.30 Filtro general pasa bajo de Sallen-Key, tomado de [36].

$$H(s) = \frac{1 + \frac{R_4}{R_3}}{1 + \omega_c \left(C_1 (R_1 + R_2) + \left(1 - \left(1 + \frac{R_4}{R_3} \right) \right) R_1 C_2 \right) s + \omega_c^2 R_1 R_2 C_1 C_2 s^2}$$

Ecuación 2.7 Modelo matemático de filtro pasa bajo de Sallen-Key.

B) Filtro de Múltiple Realimentación

En esta configuración, los resistores y los capacitores están conectados en una red de retroalimentación, proporcionando un control preciso de la frecuencia de corte.

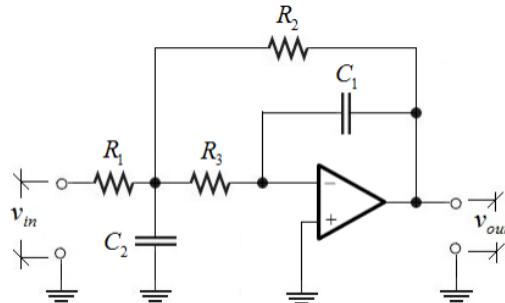


Figura 2.31 Filtro general pasa bajo de Múltiple Realimentación, tomado de [36].

$$H(s) = -\frac{\frac{R_2}{R_1}}{1 + \omega_C C_1 \left(R_2 + R_3 + \frac{R_2 R_3}{R_1} \right) s + \omega_C^2 R_2 R_3 C_1 C_2 s^2}$$

Ecuación 2.8 Modelo matemático de filtro pasa bajo de Múltiple Realimentación.

2.5.2.3. Filtro Pasa Alto Activos de Primer Orden

El filtro activo pasa alto tiene un cero en $s = 0$ en la frecuencia en DC y un polo en la frecuencia de corte ω_C , proporcionando un paso suave a frecuencia altas y atenuación o bloqueo en bajas frecuencias.

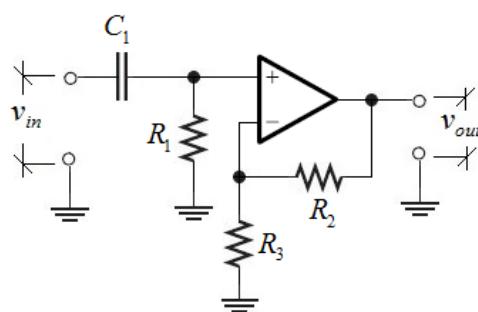


Figura 2.32 Filtro pasa alto no inversor de primer orden, tomado de [36].

$$H(s) = \frac{1 + \frac{R_2}{R_3}}{1 + \frac{1}{w_C R_1 C_1} \frac{1}{s}}$$

Ecuación 2.9 Modelo matemático de filtro pasa alto no inversor de primer orden.

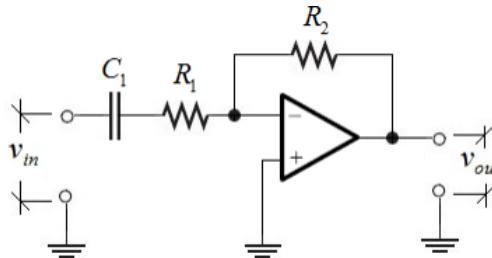


Figura 2.33 Filtro pasa alto no inversor de primer orden, tomado de [36].

$$H(s) = \frac{-\frac{R_2}{R_1}}{1 + \frac{1}{w_C R_1 C_1} \frac{1}{s}}$$

Ecuación 2.10 Modelo matemático de filtro pasa alto inversor de primer orden.

2.5.2.4. Filtro Pasa Alto Activos de Segundo Orden

Este tipo de filtro permite bloquear señales de baja frecuencia y permitir el paso de las frecuencias altas, pero con una pendiente de atenuación más pronunciada en comparación con los filtros de primer orden. Al igual que en los filtros pasa bajo se pueden diseñar con topología de Sallen-Key y la topología de Múltiple Realimentación.

A) Filtro de Sallen-Key

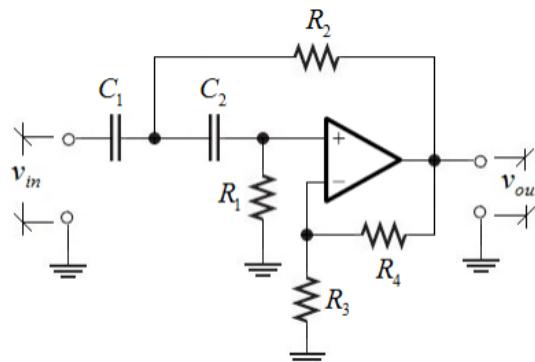


Figura 2.34 Filtro general pasa alto de Sallen-Key, tomado de [36].

$$H(s) = -\frac{1 + \frac{R_4}{R_3}}{1 + \frac{R_2(C_1+C_2) + R_1C_2 \left(1 - \left(1 + \frac{R_4}{R_3}\right)\right)}{\omega_C R_1 R_2 C_1 C_2} \frac{1}{s} + \frac{1}{\omega_C^2 R_1 R_2 C_1 C_2} \frac{1}{s^2}}$$

Ecuación 2.11 Modelo matemático de filtro pasa alto de Sallen-Key.

B) Filtro de Múltiple Realimentación

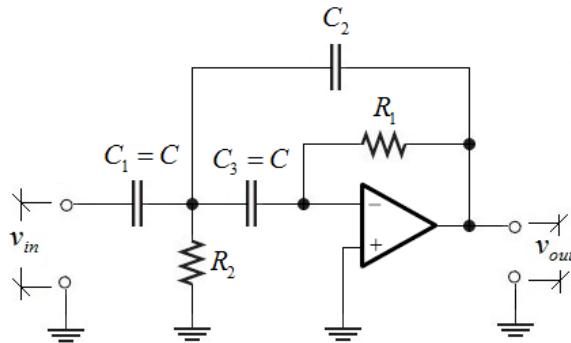


Figura 2.35 Filtro general pasa alto de Múltiple Realimentación, tomado de [36].

$$H(s) = -\frac{\frac{C}{C_2}}{1 + \frac{2C + C_2}{\omega_C R_1 C C_2} \frac{1}{s} + \frac{2C + C_2}{\omega_C^2 R_1 C C_2} \frac{1}{s^2}}$$

Ecuación 2.12 Modelo matemático de filtro pasa alto de Múltiple Realimentación.

2.6. Estado del Arte

En el estudio presentado en [37], desarrolló un sensor biomédico capacitivo para la adquisición de señales electromiográficas en presencia de interferencias de 50 Hz provenientes de líneas eléctricas. Se realizó un análisis teórico y experimental para entender cómo las propiedades físicas de diferentes textiles afectan la amplitud de la interferencia, y se propuso una arquitectura simplificada que no requiere componentes hardware adicionales en comparación con los sistemas analógicos tradicionales. Utilizando filtros digitales se lograron reducir las interferencias, mejorando la calidad de las señales EMG capturadas y logrando una alta correlación con las señales de referencia tradicionales.

Los electrodos capacitivos son caracterizados por su versatilidad por lo que pueden ser utilizados en varios entornos, como por ejemplo en asientos de automóviles. El artículo [38], presenta el desarrollo de un sistema de monitoreo cardíaco basado en electrodos capacitivos integrados en

estos asientos, incluyen un circuito de procesamiento de señales analógicas y una unidad de procesamiento. Estos electrodos están diseñados para minimizar la interferencia electromagnética y permiten la medición no invasiva de señales EKG sin contacto directo con la piel, mejorando la comodidad del usuario. Los experimentos realizados tanto en laboratorio como en vehículos demostraron la viabilidad del sistema, destacando su capacidad para registrar señales de buena calidad incluso en entornos reales.

La monitorización continua de la actividad cardiaca mediante la utilización de electrodos capacitivos ofrece múltiples ventajas, entre las cuales está la comodidad del usuario, la reducción de riesgo de irritación de la piel, la posibilidad de hacer un seguimiento prolongado. Tomando en cuenta estas características, en el artículo [39] se presenta el desarrollo de un sistema de ropa inteligente que incorpora un módulo de adquisición de EKG inalámbrico y de no contacto, diseñado para monitorear señales cardíacas en tiempo real. El sistema emplea electrodos flexibles que se adaptan a la superficie del cuerpo, garantizando una señal de alta calidad incluso durante el movimiento. Además, permite generar informes sobre la actividad física realizada, facilitando la detección temprana de patologías cardiovasculares y promoviendo el cuidado preventivo de la salud.

CAPÍTULO 3

3. IMPLEMENTACIÓN DEL PROTOTIPO

Dentro de los estudios cardíacos, el EKG es el que se emplea con mayor frecuencia en diferentes escenarios médicos, hospitalarios y de atención primaria. El registro de señales de EKG se clasifica en dos categorías: de monitoreo y de diagnóstico. Para diagnóstico, en el cual se necesita más información sobre la actividad cardíaca se utilizan 12 derivaciones utilizando 10 electrodos, mientras que para monitorización se utilizan 3 a 5 electrodos para la obtención de 1 a 6 derivaciones. La monitorización está enfocada a la detección de arritmias cardíacas y alteraciones ST, minimizando el número de cables y facilitando la comodidad del paciente en un tiempo prolongado [40].

Para la implementación del prototipo de este proyecto enfocado a la monitorización se utilizarán 4 electrodos, los cuales corresponden: RA (blanco), LA (negro) y LL (rojo) se complementan con RL (verde), que actúa como electrodo de referencia.

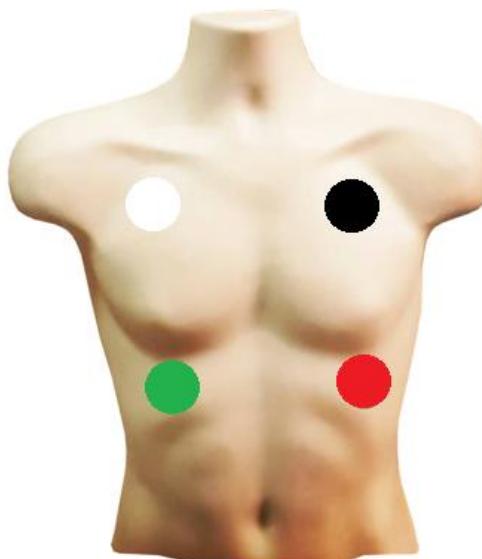


Figura 3.1 Ubicación de sistema de monitorización con 4 electrodos.

Para representar el sistema de adquisición de biopotenciales, se utiliza el diagrama de bloques mostrado en la figura 3.2. La primera etapa del sistema está compuesta por los electrodos capacitivos, que incluyen compensación de impedancia, blindaje activo y apantallamiento para garantizar una alta calidad de la señal. Estas señales son posteriormente procesadas a través de etapas de filtrado activo y amplificación. Todos los electrodos comparten una referencia común, implementada mediante un circuito conocido como "pierna derecha" (DRL, Driven Right Leg).

Las señales adquiridas por los electrodos RA, LA y LL son digitalizadas mediante el conversor analógico-digital (ADC) integrado en el microcontrolador ESP32. Posteriormente, las señales digitalizadas son procesadas y transmitidas a una interfaz de visualización mediante comunicación Bluetooth.

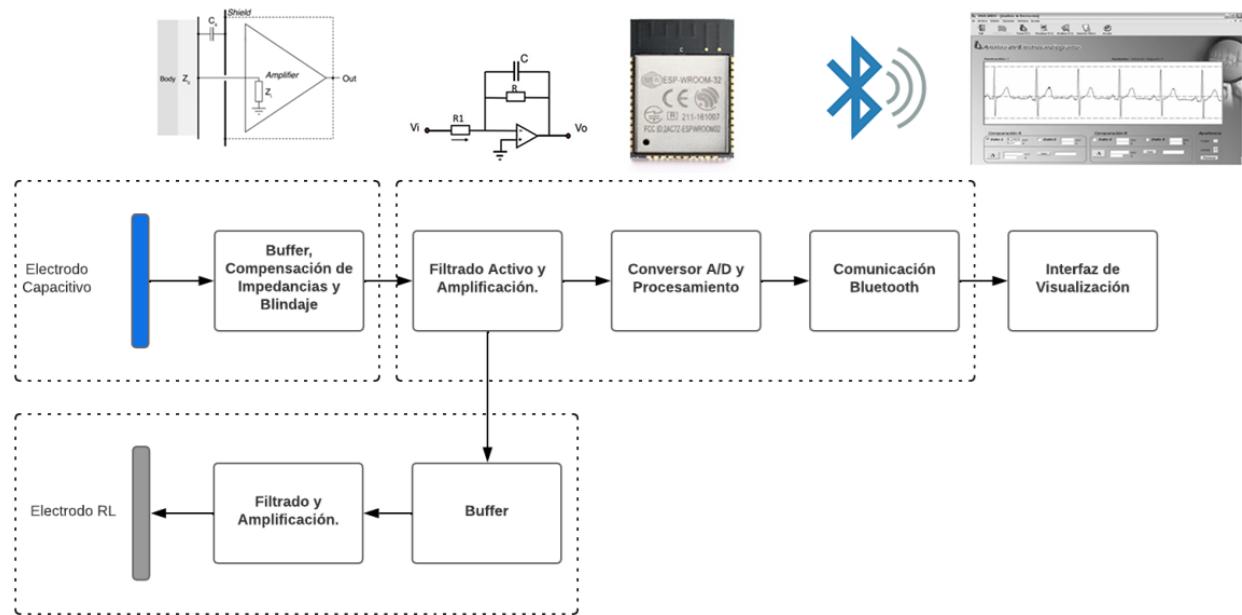


Figura 3.2 Diagrama de bloques del sistema implementado para la adquisición de señales EKG.

3.1. Desarrollo de Electrodos Capacitivos

En este proyecto, se utilizó el amplificador operacional LMP7702 dentro de una topología que emula el comportamiento de un amplificador diferencial. Aunque no se trata de un amplificador instrumental integrado como el INA128 o el AD620, el LMP7702 ofrece un bajo nivel de ruido y alta impedancia de entrada, características adecuadas para aplicaciones biomédicas, siempre que se utilice en una topología apropiada. Adicionalmente, se incluyó un electrodo de referencia que establece un potencial común en el cuerpo del paciente. Este electrodo contribuye directamente a la mejora del CMRR.

Los sensores capacitivos es la etapa principal del sistema de adquisición de señales EKG, ya que forman parte de la interfaz entre la piel para monitorear los biopotenciales. Estos electrodos fueron diseñados en una placa circular de 25mm de diámetro de circuito impreso PCB de doble

capa, su superficie está recubierta de un material antisoldante tipo barniz que cumple la función de interfaz piel-electrodo.

El sensor capacitivo se encuentra ubicado en la zona central de la capa inferior de la PCB, está rodeado de un anillo que cumple la función de guarda activa, cuya función es reducir los efectos de las capacitancias parásitas manteniendo un potencial igual al del electrodo; finalmente se tiene un anillo de apantallamiento que se encarga de proteger al electrodo y al sistema de señales externas no deseadas, como interferencias electromagnéticas (EMI) o ruido eléctrico.

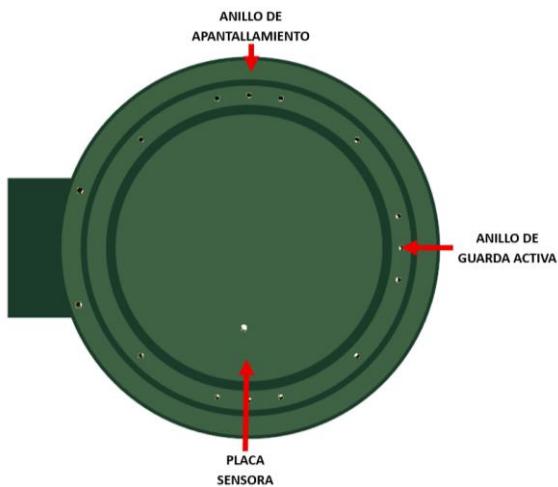


Figura 3.3 Capa inferior del electrodo capacitivo.

En la capa superior del electrodo capacitivo se encuentra como elemento principal el buffer, el cual consiste en un amplificador en configuración seguidor de voltaje, esta configuración ayuda a interconectar fuentes de señales con alta impedancia y cargas de baja impedancia sin pérdida significativa de señal ni alteración de sus componentes. Se seleccionó un amplificador de tecnología CMOS como el LMP7702. De esta manera, se obtiene una alta impedancia de entrada junto con una corriente de bias muy pequeña, en el rango de fA.

Junto con el uso del amplificador LMP7702, se emplea un circuito multiplicador resistivo que permite mantener una impedancia de polarización elevada, sin recurrir a resistores de alto valor, los cuales resultan costosos. Para el diseño se utilizó el siguiente circuito esquemático de la Figura 3.4 y la Ecuación 3.1.

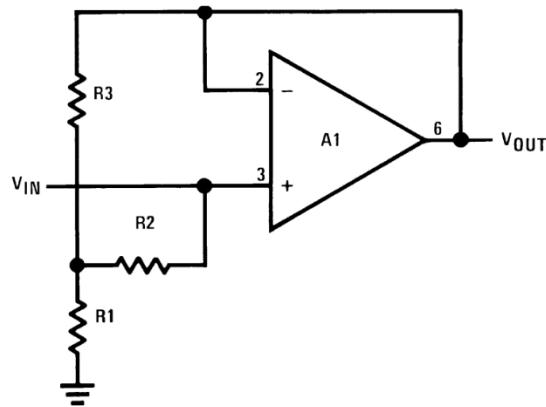


Figura 3.4 Circuito esquemático de multiplicador resistivo, tomado de [30].

$$Req = R_1 + R_2 + \frac{R_1 R_2}{R_3}$$

Ecuación 3.1 Resistencia equivalente del circuito multiplicador resistivo.

Para el diseño se establece que R_1 sea igual a $100\text{ K}\Omega$, R_2 igual a $10\text{ G}\Omega$ y R_3 igual a $1\text{ K}\Omega$:

$$Req = 100\text{ K}\Omega + 10\text{ G}\Omega + \frac{100\text{ K}\Omega * 10\text{ G}\Omega}{1\text{ K}\Omega} = 1.01\text{T}\Omega$$

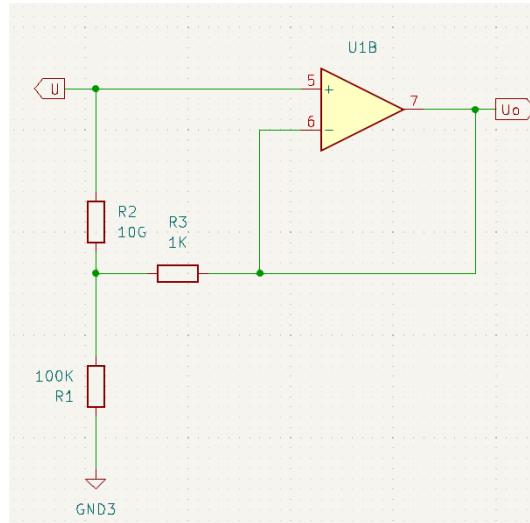


Figura 3.5 Diseño de circuito multiplicador resistivo.

Por último, se implementó un circuito de neutralización capacitiva para mitigar el efecto de la capacitancia de entrada del buffer. Gracias a este circuito, se mejora el comportamiento en frecuencia de los sensores, lo cual ayuda a mantener un buen CMRR y evita que el buffer se vea

afectado por la capacitancia de entrada. La neutralización capacitiva se logra mediante la implementación de un circuito de retroalimentación positiva de una capacitancia (C_f) que ajusta la ganancia del circuito y una capacitancia cuyo valor es de unos cuantos pF.

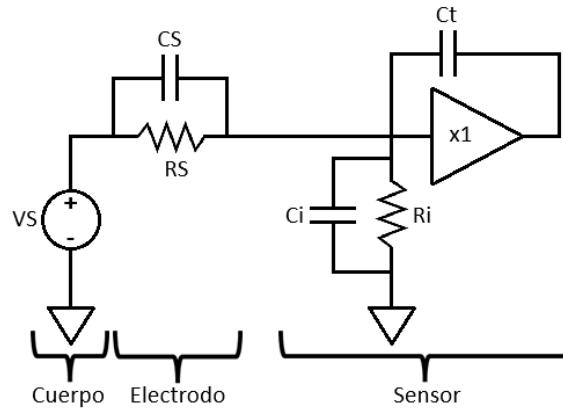


Figura 3.6 Diagrama esquemático básico de neutralización capacitiva, fuente propia.

En el diseño del circuito de neutralización negativa se utilizó un amplificador no inversor de ganancia variable y un capacitor de 5.6 pF.

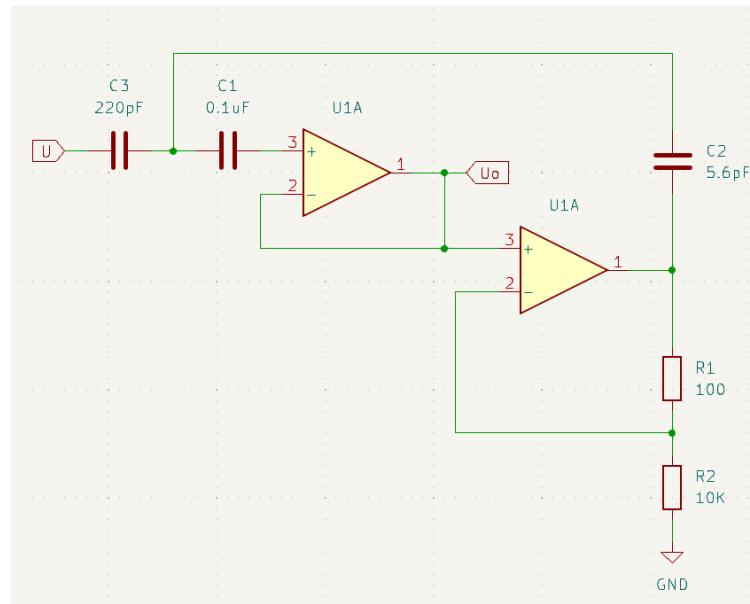


Figura 3.7 Diseño de circuito de neutralización capacitiva.

El diseño completo de los electrodos capacitivos se representa mediante el diagrama esquemático mostrado en la Figura 3.8.

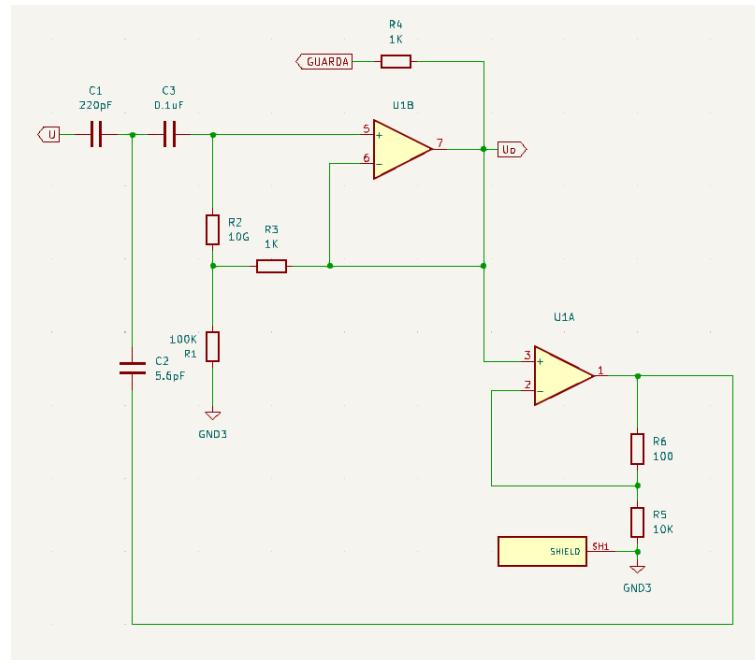


Figura 3.8 Diseño de circuito de electrodo capacitivo.

La parte superior de la PCB está conformada por todos los componentes electrónicos, encapsulados dentro de un apantallamiento metálico conectado al potencial de 0V del circuito. Este apantallamiento reduce eficazmente las interferencias electromagnéticas provenientes del ambiente, garantizando una mayor integridad de las señales. Además, en esta sección se encuentra el conector Molex, encargado de transmitir tanto los biopotenciales como los voltajes de polarización.

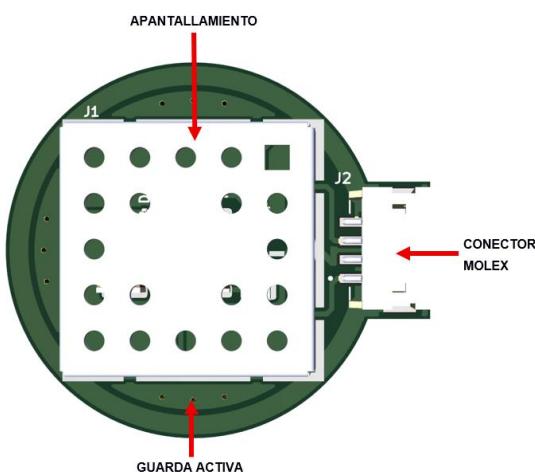


Figura 3.9 Capa inferior de electrodo capacitivo.



Figura 3.10 Electrodo capacitivo implementado.

3.2. Desarrollo de Sistema de Adquisición

3.2.1. Etapa de acondicionamiento

Los biopotenciales del EKG presentan una amplitud muy pequeña, en el orden de 0.5 mV a 5 mV, y pueden verse afectados por ruido e interferencias generadas por el entorno electromagnético o el movimiento del paciente. Por esta razón, el diseño del sistema de procesamiento analógico de señales resulta fundamental para asegurar la precisión y fiabilidad de las mediciones. Según [41], en la monitorización ambulatoria de señales EKG se recomienda un ancho de banda de 0.5 a 50 Hz, ya que las arritmias cardiacas son de mayor interés que los cambios morfológicos de las señales. Esto también ayuda a disminuir los efectos del ruido causado por las contracciones musculares.

Se implementaron dos filtros activos de segundo orden: un pasa alto con frecuencia de corte en 0.8 Hz y ganancia 100, y un pasa bajo con frecuencia de corte en 45 Hz y ganancia 10. Se utilizaron este tipo de filtros ya que son recomendados para frecuencias bajas y la pendiente de atenuación puede ser mucho más pronunciada en comparación con los filtros pasivos, ya que es fácil implementar filtros de orden superior mediante la combinación de múltiples OpAmps y componentes pasivos.

A) Filtro pasa alto activo de segundo orden

Para esta etapa de filtrado se toma en consideración la Figura 2.34 y la Ecuación 2.11, de las cuales se determina:

Ecuación (1):

$$a_1 = \frac{R_2(C_1+C_2) + R_1C_2(1-G)}{\omega_C R_1 R_2 C_1 C_2} = \frac{2R_2 + R_1(1-G)}{\omega_C R_1 R_2 C}$$

Ecuación (2):

$$b_1 = \frac{1}{\omega_C^2 R_1 R_2 C_1 C_2} = \frac{1}{\omega_C^2 R_1 R_2 C}$$

Despejando el elemento R_1 de Ecuación (1) y Ecuación (2):

Ecuación (3):

$$R_1 = \frac{2R_2}{a_1\omega_C R_2 C - (1 - G)}$$

Ecuación (4):

$$R_1 = \frac{1}{\omega_C^2 R_2 b_1 C}$$

Igualando Ecuación (3) y Ecuación (4) y despejando R_2 , se obtiene la Ecuación (5):

$$R_2 = \frac{a_1 + \sqrt{a_1^2 - 8b_1(1 - G)}}{4\omega_C b_1 C}$$

Para resolver la Ecuación (5) y la Ecuación (3) se utilizan los coeficientes Butterworth de filtros de segundo orden de [36] y los siguientes parámetros de diseño:

$$a_1 = 1.4142, b_1 = 1, C = C_1 = C_2 = 470nF, f = 0.8 \text{ Hz}, G = 100$$

$$R_2 = \frac{1.4142 + \sqrt{1.4142^2 - 8(1 - 100)}}{4 * 2 * \pi * 0.8 * 0.47 * 10^{-6}} = 3.1314 M\Omega$$

$$R_2 \approx 3M\Omega$$

$$R_1 = \frac{2 * 3 * 10^6}{1.4142 * 2 * \pi * 0.8 * 3 * 10^6 * 0.47 * 10^{-6} - (1 - 100)} = 55.034K\Omega$$

$$R_1 \approx 53K\Omega$$

La ganancia de amplificación se calcula mediante la Ecuación (6):

$$G = 1 + \frac{R_4}{R_3}, R_4 = 270K\Omega$$

$$R_3 = \frac{R_4}{G - 1} = \frac{270 * 10^3}{100 - 1} = 2.727K\Omega$$

$$R_3 \approx 2.7K\Omega$$

B) Filtro pasa bajo activo de segundo orden

Para esta etapa de filtrado se toma en consideración la Figura 2.30 y la Ecuación 2.7, de las cuales se determina:

Ecuación (1):

$$a_1 = \omega_C(C_1(R_1 + R_2) + (1 - G)R_1 C_2)$$

Ecuación (2):

$$b_1 = \omega_C^2 R_1 R_2 C_1 C_2$$

Despejando el elemento R_1 de Ecuación (1) y Ecuación (2):

Ecuación (3):

$$R_1 = \frac{a_1 - \omega_C R_2 C_1}{\omega_C (C_1 + (1 - G) C_2)}$$

Ecuación (4):

$$R_1 = \frac{b_1}{\omega_C^2 R_2 C_1 C_2}$$

Igualando Ecuación (3) y Ecuación (4) y despejando R_2 , se obtiene la Ecuación (5):

$$R_2 = \frac{a_1 C_2 + \sqrt{(a_1 C_2)^2 - 4 C_2 (b_1 (C_1 + (1 - G) C_2))}}{2 \omega_C C_1 C_2}$$

Para resolver la Ecuación (5) y la Ecuación (3) se utilizan los coeficientes Butterworth de filtros de segundo orden de [36] y los siguientes parámetros de diseño:

$$a_1 = 1.4142, b_1 = 1, C_1 = 220nF, f = 45 \text{ Hz}, G = 10$$

$$(a_1 C_2)^2 \geq 4 C_2 (b_1 (C_1 + (1 - G) C_2))$$

$$C_2 \geq C_1 \frac{4 b_1}{a_1^2 - 4 b_1 (1 - G)}$$

$$C_2 \geq 0.22 * 10^{-6} \frac{4}{1.4142^2 - 4(1 - 10)} = 23nF$$

$$C_2 = 47nF$$

R_2

$$= \frac{1.4142 * 0.047 * 10^{-6} + \sqrt{(1.4142 * 0.047 * 10^{-6})^2 - 4 * 0.047 * 10^{-6} (0.22 * 10^{-6} - 9 * 0.047 * 10^{-6})}}{2 * 2 * \pi * 45 * 0.22 * 10^{-6} * 0.047 * 10^{-6}} \\ = 46.658K\Omega$$

$$R_2 \approx 47K\Omega$$

$$R_1 = \frac{1.4142 - 2 * \pi * 45 * 47 * 10^3 * 0.22 * 10^{-6}}{2 * \pi * 45 (0.22 * 10^{-6} + (1 - 10) * 0.047 * 10^{-6})} = 26.29K\Omega$$

$$R_1 \approx 27K\Omega$$

La ganancia de amplificación se calcula mediante la Ecuación (6):

$$G = 1 + \frac{R_4}{R_3}, R_4 = 200K\Omega$$

$$R_3 = \frac{R_4}{G - 1} = \frac{200 * 10^3}{10 - 1} = 22.22K\Omega$$

$$R_3 \approx 22K\Omega$$

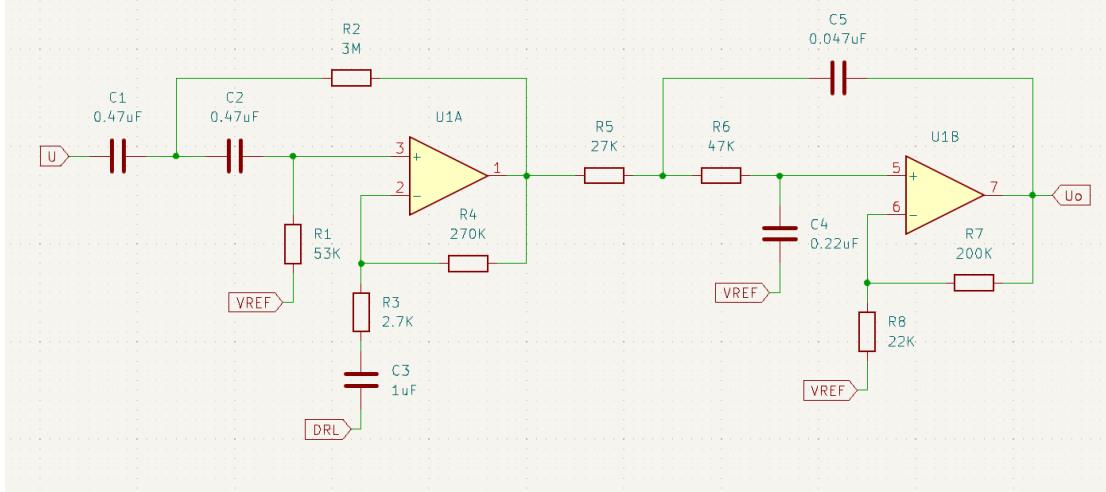


Figura 3.11 Circuito esquemático de filtro pasa banda implementado.

C) Electrodo RL

Este electrodo es activo y se encarga de establecer una referencia constante para el potencial eléctrico en el cuerpo, mejora la precisión de las mediciones y contribuye a optimizar el CMRR del circuito, disminuyendo interferencias y mejorando la calidad de las señales eléctricas registradas. Además, su uso garantiza la seguridad del paciente al limitar la corriente que puede fluir a través de los electrodos, evitando riesgos de descargas peligrosas y asegurando una medición confiable en condiciones seguras [42]. El electrodo de referencia activo fue diseñado mediante un buffer con un amplificador operacional en modo seguidor de voltaje junto con un filtro inversor activo de primer orden diseñado para frecuencias de corte alrededor de 45 Hz y una ganancia de 100.

El diseño del filtro en toma en consideración la Figura 2.35 y Ecuación 2.6:

$$R_2 = 1M\Omega, f = 45 \text{ Hz}, G = -100$$

$$f = \frac{1}{2\pi C_1 R_2}$$

$$C_1 = \frac{1}{2\pi f R_2} = \frac{1}{2 * \pi * 10^6 * 45} = 3.53nF$$

$$C_1 \approx 3.3nF$$

Ganancia de amplificación:

$$G = -\frac{R_2}{R_1}$$

$$R_1 = \frac{1 * 10^6}{100} = 10K\Omega$$

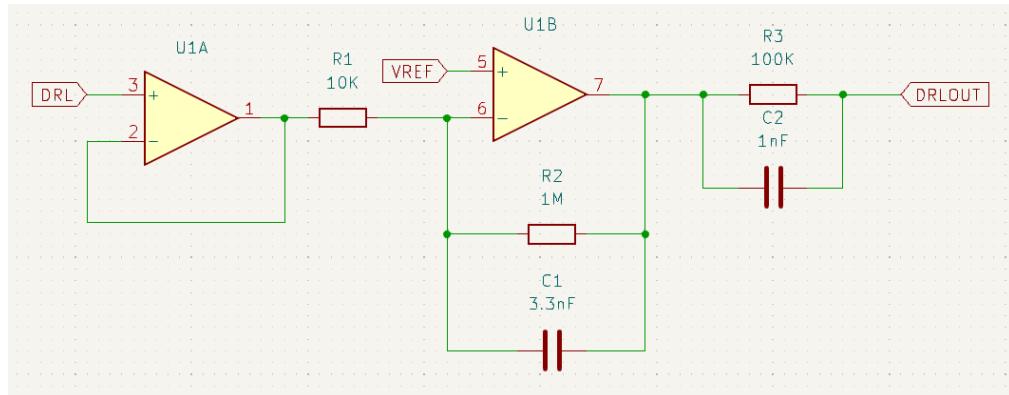


Figura 3.12 Circuito esquemático de electrodo RL.

En la capa inferior del electrodo RL se encuentra la placa sensora que requiere contacto directo con la piel, lo cual permite establecer un potencial de referencia estable y minimizar interferencias eléctricas durante la adquisición de señales biológicas.



Figura 3.13 Electrodo de referencia implementado.

3.2.2. Etapa de digitalización

La etapa de digitalización es fundamental en el sistema de adquisición de señales EKG, ya que permite convertir las señales analógicas provenientes de los electrodos capacitivos en valores digitales que pueden ser procesados y almacenados. En este proyecto se utiliza el microcontrolador ESP32 por sus características integradas de conversión analógica-digital (ADC), flexibilidad para manejar varios canales y su compatibilidad con el protocolo de comunicación inalámbrica bluetooth. El ESP32 cuenta con 18 canales ADC distribuidos en dos módulos, de los cuales se utiliza el módulo ADC1, con resolución de hasta 12 bits y una velocidad

de procesamiento que puede ser superior a 20 KSPS (mil muestras por segundo), lo que es ideal para calcular las derivaciones unipolares y bipolares, sin introducir desfases perceptibles entre señales digitalizadas de los electrodos correspondientes a RA, LA y LL.

El sistema incorpora pulsadores dedicados para las funciones de boot y reset, permitiendo la programación y reinicio del dispositivo de manera sencilla. Adicionalmente, cuenta con dos pulsadores extra para funcionalidades del dispositivo. También incluye tres LEDs indicadores que proporcionan retroalimentación visual sobre el estado del sistema, como la actividad de alimentación o el modo de operación. Además, se dispone de una ranura para tarjetas microSD, lo que permite el almacenamiento para registro de los biopotenciales.

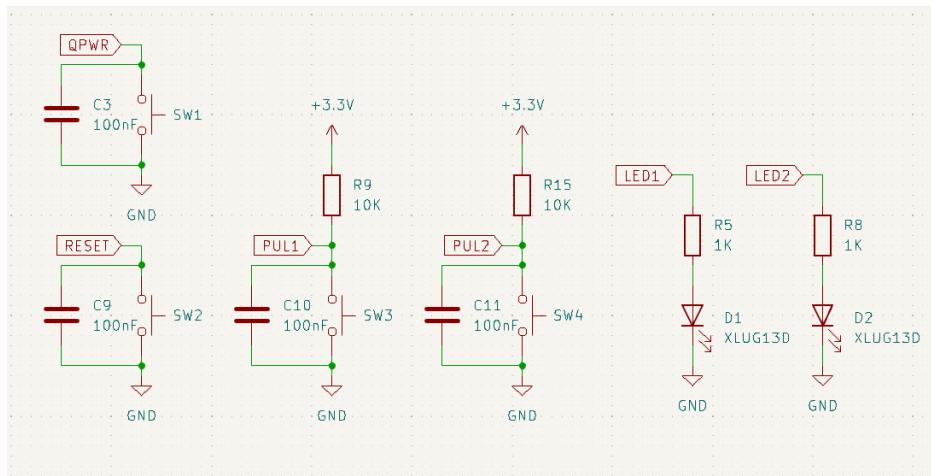


Figura 3.14 Diagrama de conexiones de Pulsadores e indicadores LED.

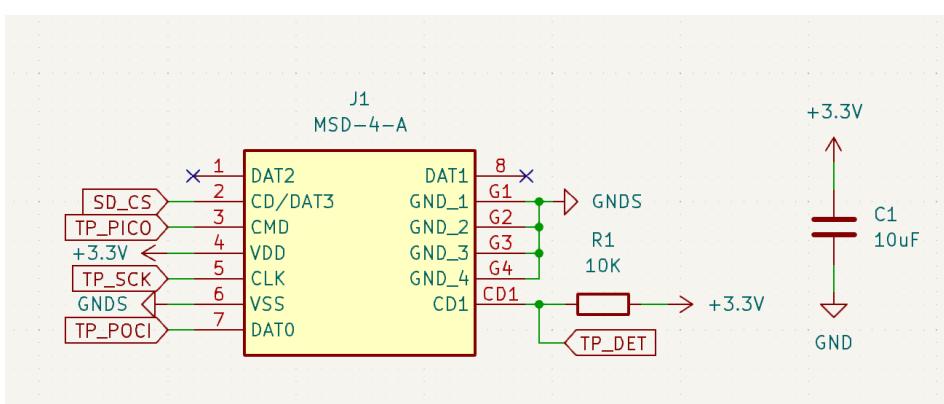


Figura 3.15 Diagrama conexiones de lector de memorias microSD.

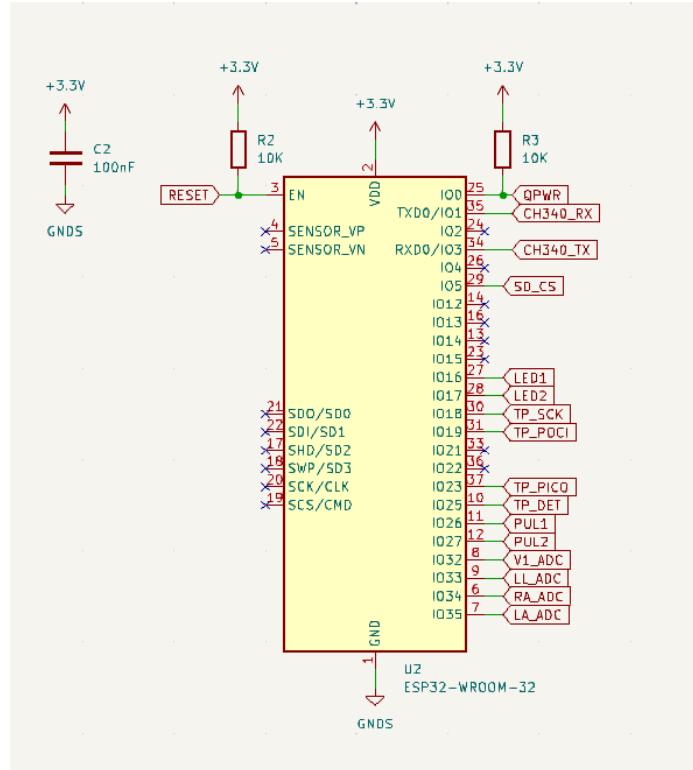


Figura 3.16 Diagrama de conexiones de periféricos del ESP32.

Para un funcionamiento autónomo y continuo del sistema de monitoreo de señales EKG, se implementó un sistema de alimentación a través de reguladores de voltaje y un sistema de carga de baterías de Ion Litio. Estas fuentes de alimentación convierten la energía de la batería a una tensión estable y adecuada para los componentes del sistema, como el ESP32, circuitos integrados y los electrodos capacitivos.

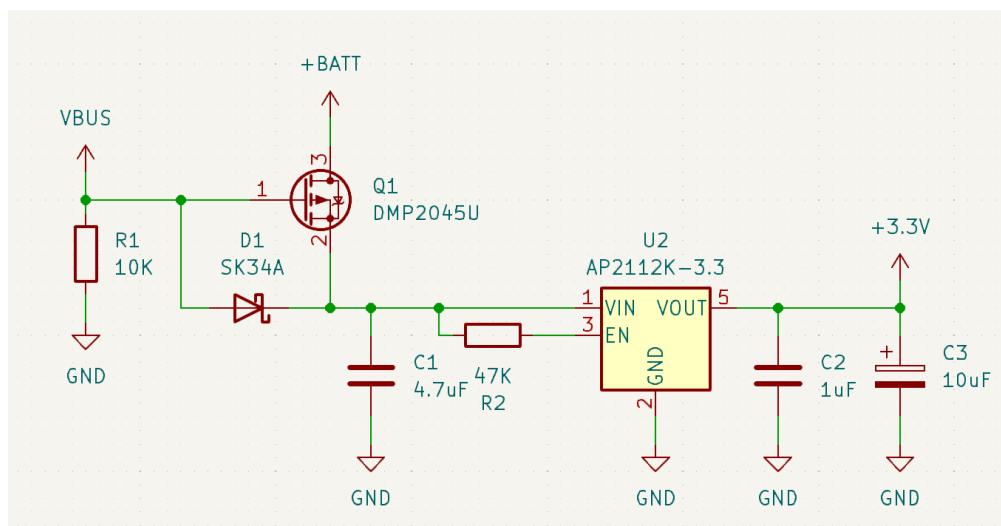


Figura 3.17 Diseño de circuito de regulación de voltaje ESP32.

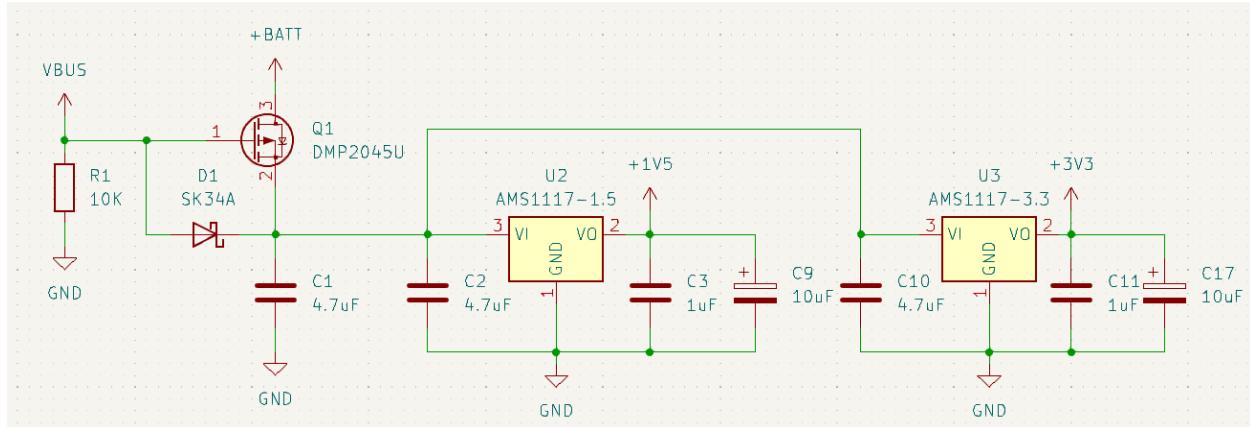


Figura 3.18 Diseño de circuito de regulación de voltaje circuitos integrados y voltaje de referencia.

El sistema de carga de la batería es importante para mantener el funcionamiento continuo del dispositivo. Se seleccionó el TP4056, un circuito integrado de carga de baterías de litio, conocido por su eficiencia y bajo costo. De esta manera, se garantiza que la carga sea segura y eficiente, favoreciendo una mayor durabilidad de la batería.

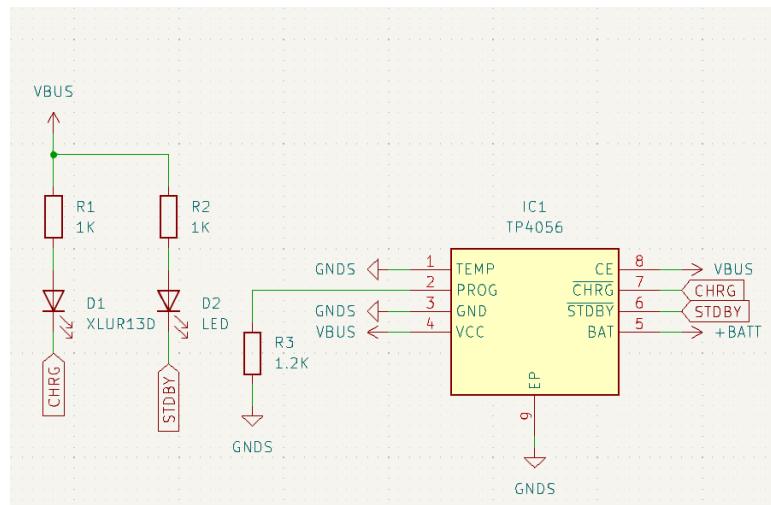


Figura 3.19 Diseño de circuito de carga de batería de Ion Litio.

Se ilustra en la Figura 3.20 el diseño de la PCB correspondiente al sistema de adquisición, detallando sus capas superior e inferior.

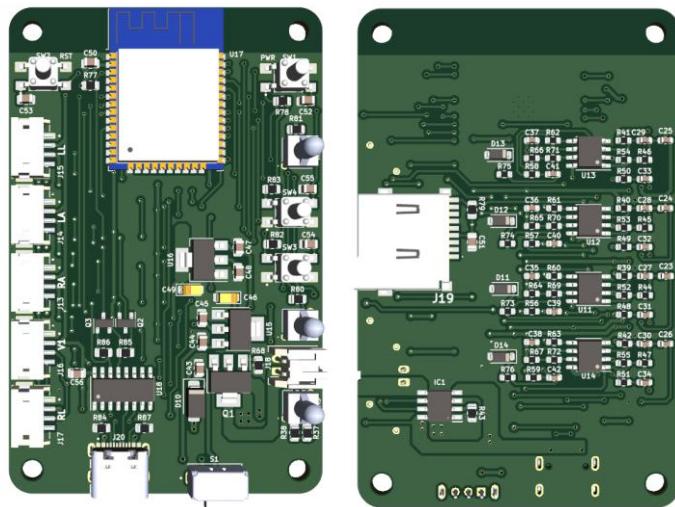


Figura 3.20 Cara superior e inferior del diseño de la PCB, para la etapa de procesamiento analógico.

La Figura 3.21 presenta la integración del dispositivo de adquisición de señales electrocardiográficas en una carcasa impresa en 3D. Esta estructura permite el acceso a los pulsadores y la visibilidad de los LEDs a través de tubos plásticos, e incluye un interruptor de encendido/apagado (ON/OFF), una abertura para el conector USB-C y, en uno de sus laterales, una ranura para tarjetas microSD.



Figura 3.21 Sistema de adquisición implementado.

La Figura 3.22 presenta el dispositivo de adquisición de biopotenciales completamente implementado, con sus respectivas conexiones y electrodos instalados.

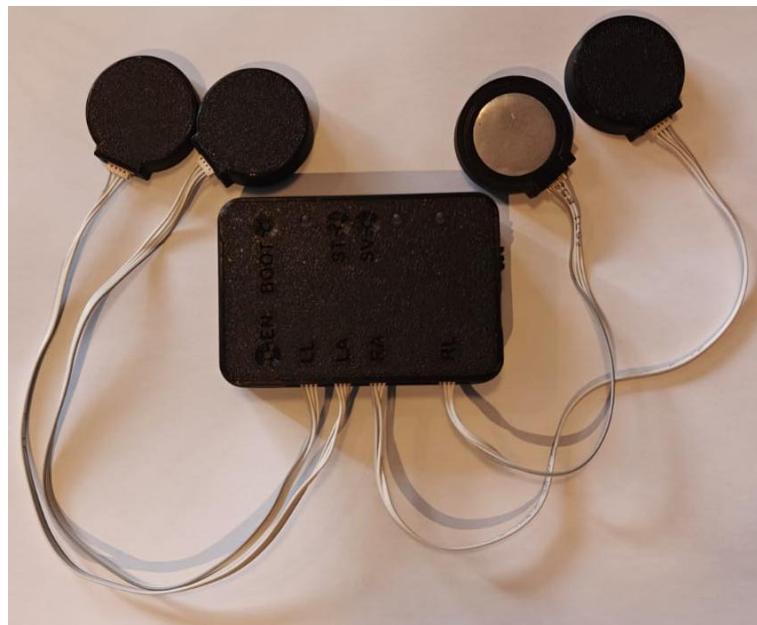


Figura 3.22 Prototipo implementado.

3.2.3. Etapa de comunicación inalámbrica y visualización.

En esta etapa, se utiliza un microcontrolador ESP32, el cual tiene la función de procesar las señales adquiridas por los electrodos capacitivos y transmitirlas inalámbricamente mediante protocolo Bluetooth hacia una PC, donde un aplicativo permite la visualización de las derivaciones electrocardiográficas. Los biopotenciales provienen de los tres electrodos RA, LA y LL, los cuales permiten calcular las derivaciones unipolares y bipolares. La ventaja de obtener seis derivaciones es que se puede obtener más información sobre el paciente, permite identificar mayor número de alteraciones cardíacas y por último el experto puede visualizar estas señales en la PC.

Las derivaciones bipolares se calculan mediante la Ecuación 3.2, Ecuación 3.3 y Ecuación 3.4

$$DI = LA - RA$$

Ecuación 3.2 Cálculo de derivación bipolar DI [18] [19].

$$DII = LL - RA$$

Ecuación 3.3 Cálculo de derivación bipolar DII [18] [19].

$$DIII = LL - LA$$

Ecuación 3.4 Cálculo de derivación bipolar DIII [18] [19].

Las derivaciones unipolares se calculan mediante la Ecuación 3.2, Ecuación 3.3 y Ecuación 3.4

$$aVR = RA - \frac{LA + LL}{2}$$

Ecuación 3.5 Cálculo de derivación unipolar aVR [18] [19].

$$aVL = LA - \frac{RA + LL}{2}$$

Ecuación 3.6 Cálculo de derivación unipolar aVL [18] [19].

$$aVF = LL - \frac{RA + LA}{2}$$

Ecuación 3.7 Cálculo de derivación unipolar aVF [18] [19].

Las señales transmitidas por el ESP32 son recibidas por un aplicativo de escritorio desarrollado en Python utilizando la herramienta Qt Designer. El código correspondiente se encuentra en el Apéndice D. Con esta aplicación es posible monitorizar en tiempo real las derivaciones electrocardiográficas DI, DII, DIII, aVR, aVL y aVF. Este software no solo facilita el monitoreo de la actividad cardíaca, sino que también permite almacenar las señales adquiridas en un archivo (.CSV) para su posterior visualización y análisis. En la Figura 3.23 se muestra la pantalla principal del software, en la cual es posible visualizar el monitoreo de las seis derivaciones. Además, se dispone de opciones para la conexión por Bluetooth, el almacenamiento de señales y la visualización de señales previamente guardadas.

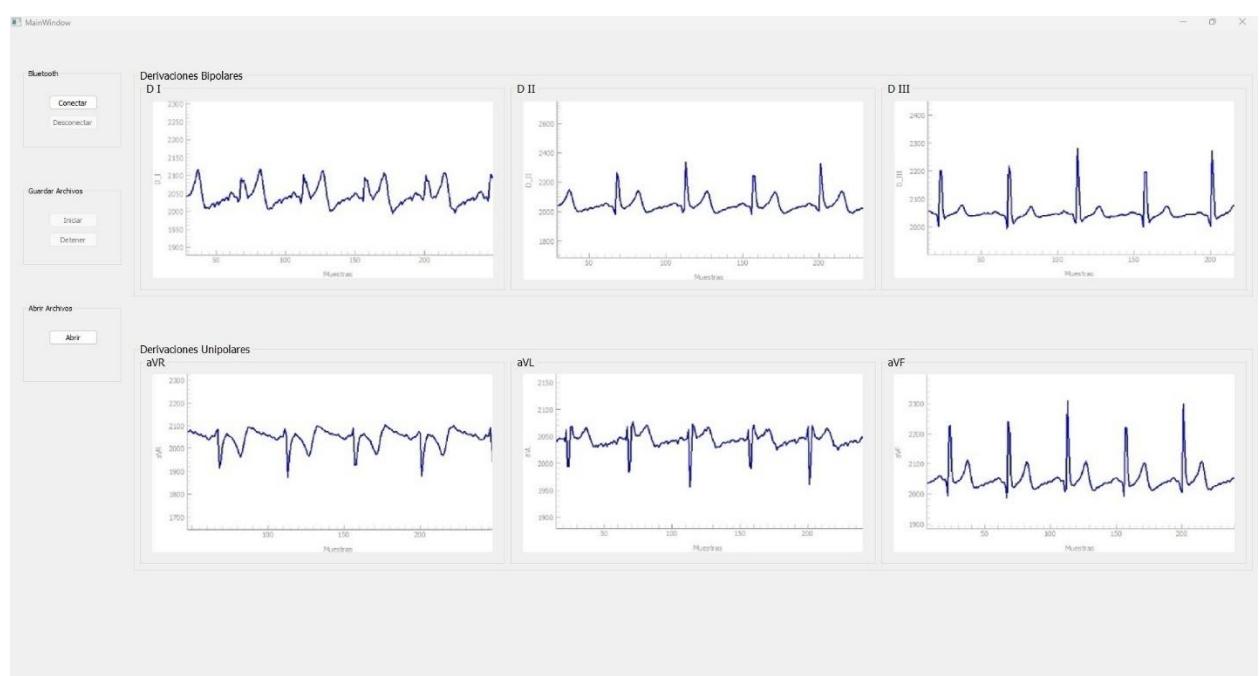


Figura 3.23 Software de monitoreo desarrollado.



Figura 3.24 Visualización de derivaciones almacenadas.

CAPÍTULO 4

4. RESULTADOS OBTENIDOS

Este capítulo expone los resultados alcanzados mediante el sistema de monitoreo de EKG basado en electrodos capacitivos, evaluado tanto en contacto directo con la piel como sobre una prenda de vestir de algodón. Se lleva a cabo un análisis visual de las formas de onda correspondientes a las derivaciones obtenidas en ambos métodos de medición. Adicionalmente, se realiza una prueba de rendimiento de los electrodos durante actividad física, con el objetivo de evaluar su comportamiento bajo condiciones dinámicas.

La validación del dispositivo se realiza a través de un análisis estadístico entre las derivaciones registradas por el prototipo desarrollado con aquellas obtenidas mediante un equipo comercial de referencia, permitiendo así evaluar la precisión y confiabilidad del dispositivo desarrollado.

4.1. Pruebas de medición de biopotenciales

Para evaluar el rendimiento del prototipo, se llevaron a cabo mediciones con los sensores colocados directamente sobre la piel y también sobre una prenda de algodón. Los electrodos se posicionaron en las ubicaciones anatómicas correspondientes, como se indica en la Figura 3.1, y se aseguraron mediante bandas elásticas, mostradas en la Figura 4.1.



Figura 4.1 Bandas elásticas: superior e inferior.

En el modo sin contacto, el único electrodo que mantiene contacto directo con la piel es el de referencia (RL), con el fin de proporcionar un potencial de referencia más estable y reducir la interferencia de artefactos eléctricos.

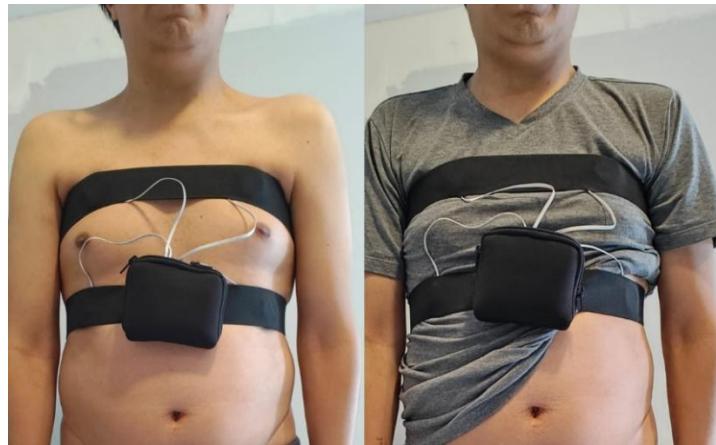


Figura 4.2 Medición de EKG con contacto directo y sin contacto.

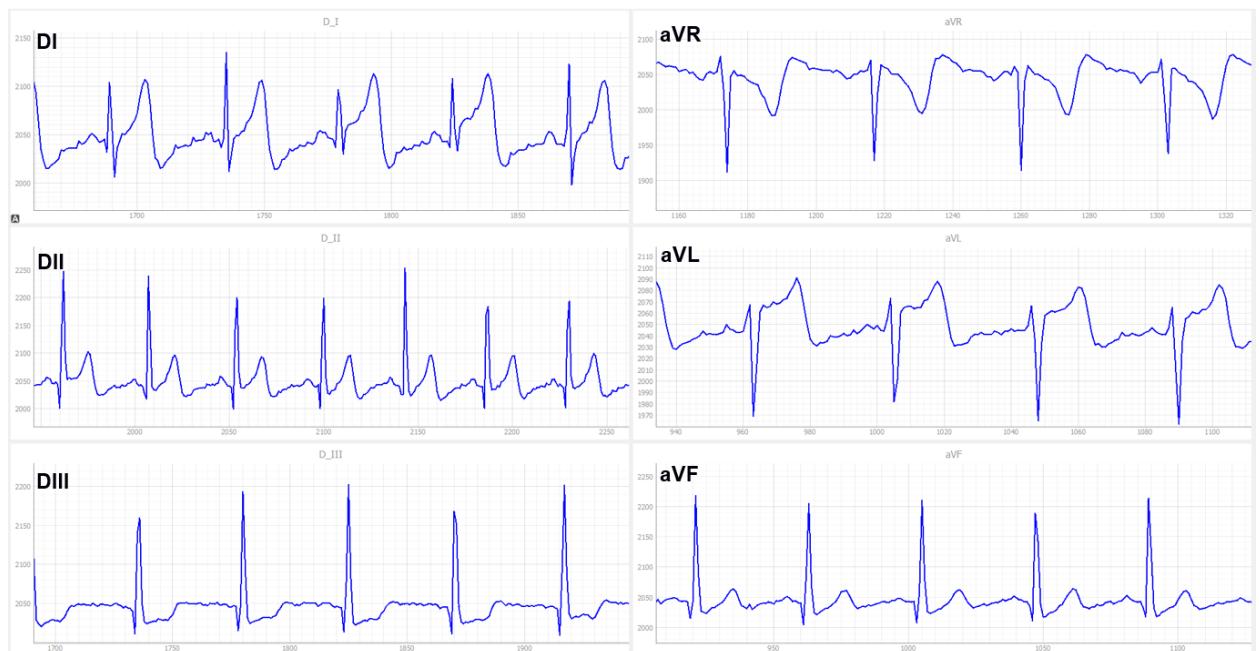


Figura 4.3 Muestras de señales obtenidas mediante los sensores capacitivos.

Se obtuvo el espectro de frecuencia de las derivaciones, el cual mostró que las componentes principales se encuentran dentro del rango de frecuencias establecido (0.8-45Hz). Esto indica que las etapas de procesamiento analógico cumplen efectivamente su función de atenuar las señales fuera de la banda de interés, eliminando ruidos y artefactos presentes en frecuencias altas.

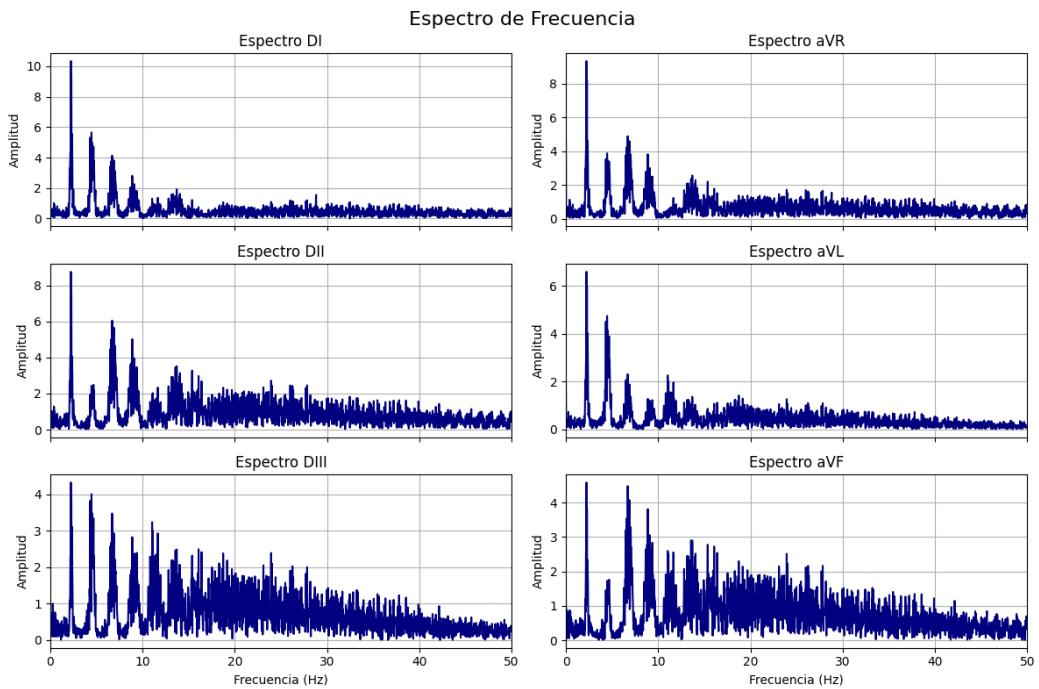


Figura 4.4 Espectro de frecuencia en contacto directo.

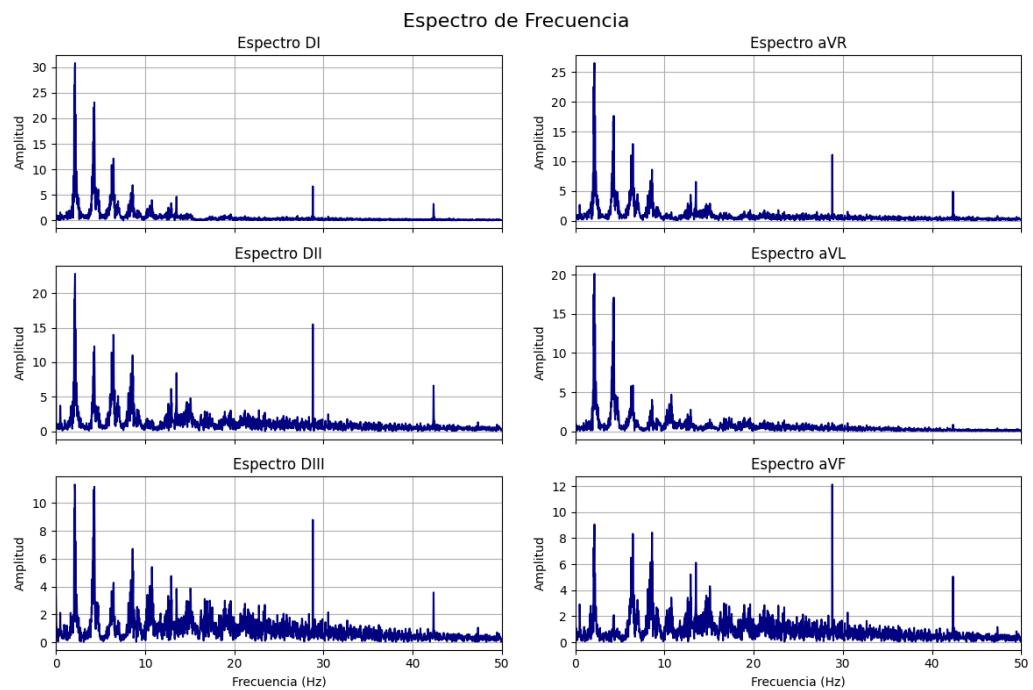


Figura 4.5 Espectro de frecuencia sin contacto directo.

La Figura 4.6 muestra las derivaciones capturadas directamente sobre la piel. Se observa que los componentes del complejo Q-R-S pueden distinguirse con claridad. Este complejo ocurre justo antes de la contracción de los ventrículos. Visualizar el complejo Q-R-S ayuda a evaluar el

ritmo y la frecuencia del corazón, y también permite identificar posibles alteraciones como arritmias o problemas en la conducción eléctrica del corazón.

También es posible identificar la onda P, asociada a la despolarización de las aurículas, y la onda T, que refleja la repolarización de los ventrículos. Estas ondas permiten observar con mayor detalle el ciclo de activación y recuperación eléctrica del corazón, lo cual es útil para una interpretación más completa de la señal electrocardiográfica.

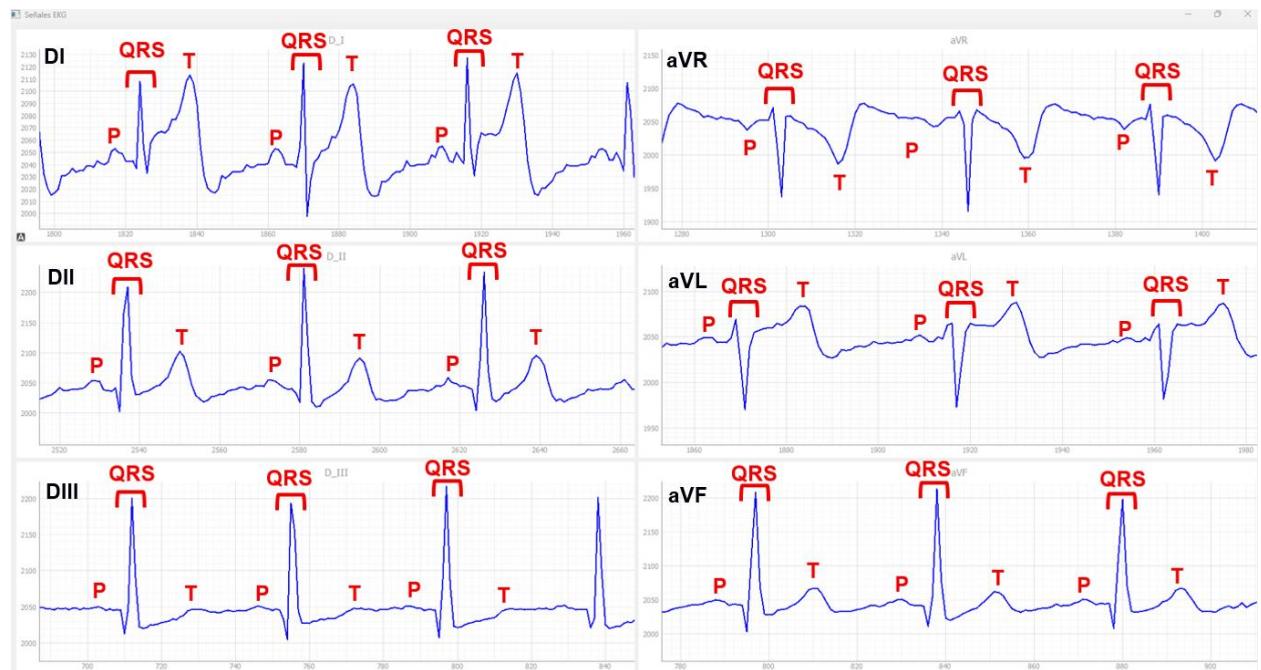


Figura 4.6 Derivaciones y sus componentes medidas mediante contacto directo.

Cuando se realiza el monitoreo de EKG en modo sin contacto, se observa una disminución en la amplitud de los componentes del complejo QRS; sin embargo, estos siguen siendo identificables. Por otro lado, la onda P resulta casi imperceptible debido a su baja amplitud, lo que dificulta su visualización en este tipo de medición.

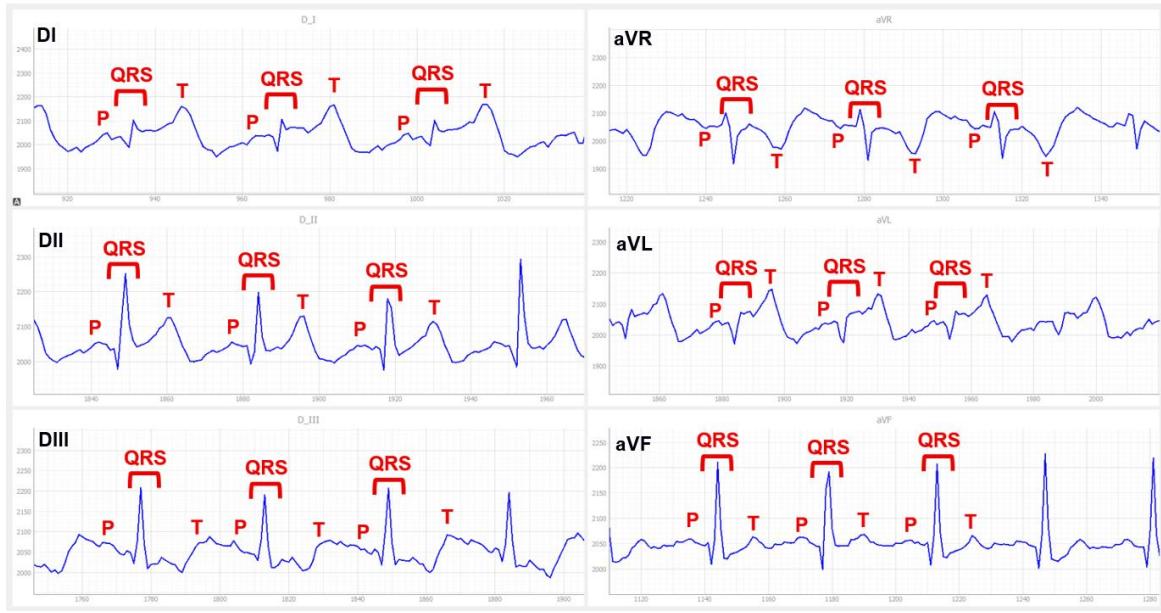


Figura 4.7 Derivaciones y sus componentes medidas sin contacto directo.

Para evaluar el rendimiento de los electrodos capacitivos en contacto directo y sin contacto, se realizaron mediciones durante la ejecución de actividad física. Tal como se observa en las Figuras 4.8 y 4.9, correspondiente al monitoreo con contacto directo, se mantiene una buena calidad de señal a lo largo de todo el período de actividad física, lo que indica que los electrodos son capaces de captar adecuadamente la señal incluso en presencia de movimiento.

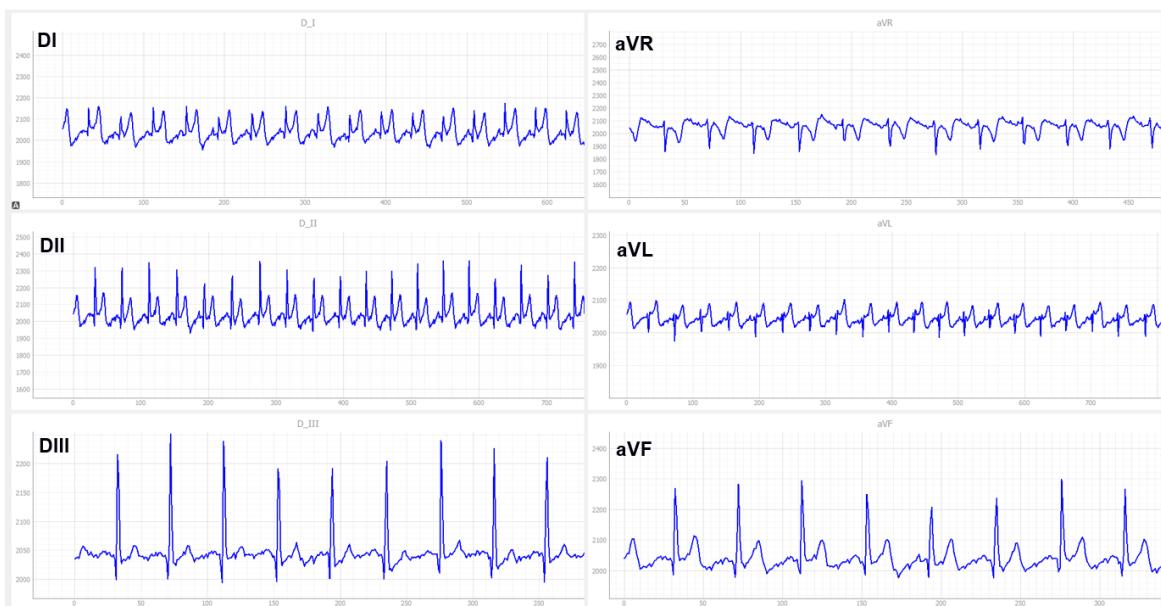


Figura 4.8 Señales EKG al inicio de actividad física.

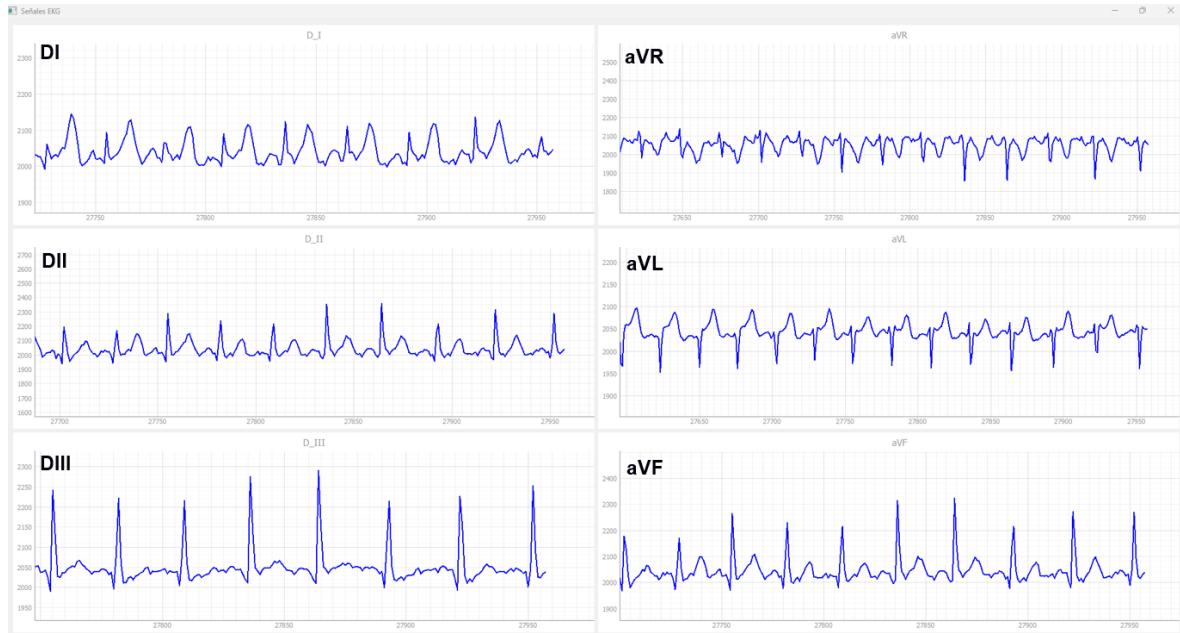


Figura 4.9 Señales EKG al final de actividad física.

La Figura 4.10 muestra las derivaciones capturadas sobre la prenda de vestir de algodón. Se puede observar la presencia de perturbaciones durante la realización de actividad física, lo cual se debe a que la prenda de vestir tiende a deslizarse y mover los electrodos, afectando su alineación con la piel. Esto interfiere en la calidad del acoplamiento capacitivo y provoca deformaciones en la señal.

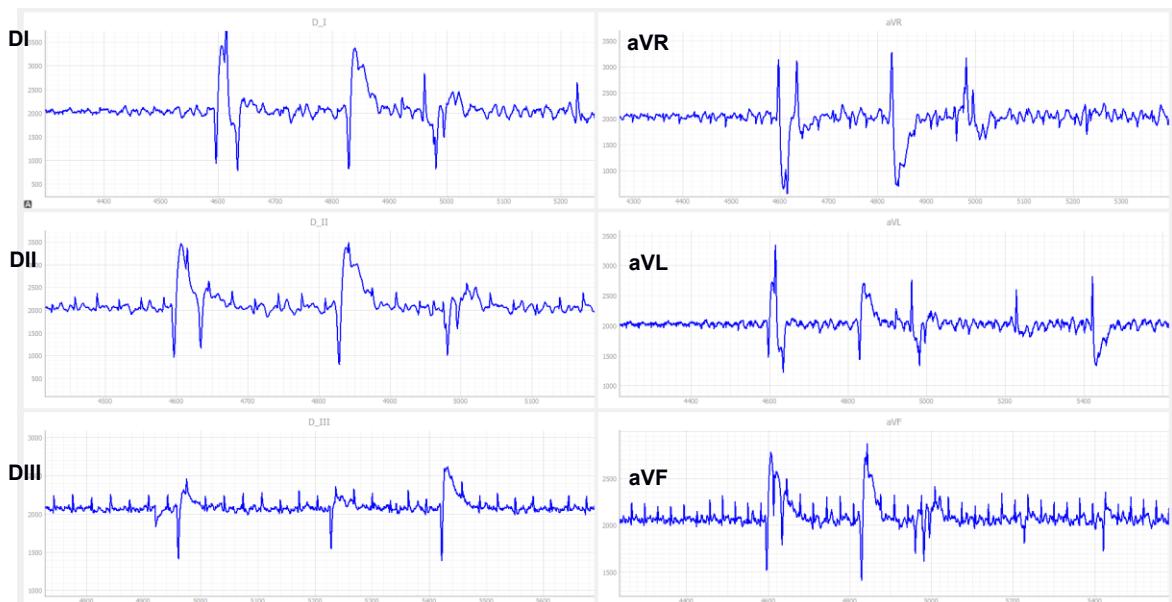


Figura 4.10 Monitoreo de EKG sin contacto.

4.2. Comparación con sistemas comerciales

Con el fin de validar el desempeño del sistema de adquisición, se realizó una medición experimental en la que se registraron señales EKG durante un período de 5 minutos en condiciones de reposo y sobre la superficie de la piel. Con señales registradas, mediante un script en Python, se calculó una señal promedio de cada una de las seis derivaciones estándar, presentadas en la Figura 4.11.

Como referencia, se realizó un electrocardiograma utilizando un dispositivo comercial basado en electrodos húmedos. El registro obtenido en papel fue digitalizado con el software “Paper ECG: An ECG Digitization Application”. Posteriormente, las muestras fueron reescaladas a una frecuencia de 100 Hz y se promediaron tres ciclos representativos.

Para evaluar la similitud entre las señales obtenidas por ambos sistemas, se obtuvo el coeficiente de correlación de Pearson utilizando la función `corrcoef` de la librería NumPy. Este parámetro cuantifica cómo se relacionan linealmente dos señales, indicando si existe una correlación positiva, negativa o nula. En este caso, su aplicación permitió determinar qué tanto se asemejan las señales adquiridas con el sistema propuesto respecto a la referencia comercial, proporcionando así una métrica objetiva de desempeño.

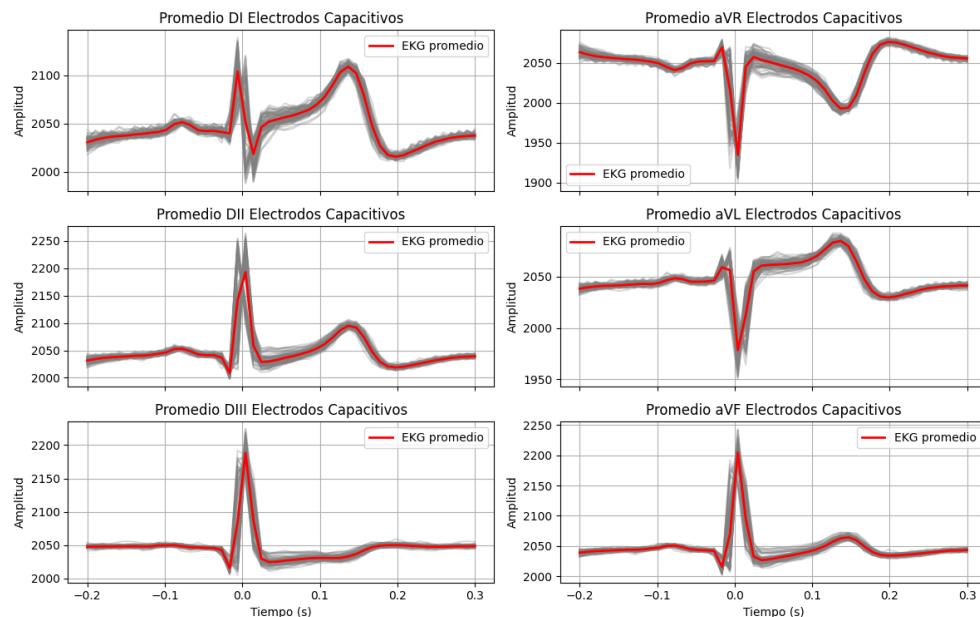


Figura 4.11 Promedio de derivaciones de electrodos capacitivos.

En la Figura 4.12 se presentan las derivaciones bipolares de electrodos comerciales, mientras que en la Figura 4.13 se muestran las derivaciones unipolares.

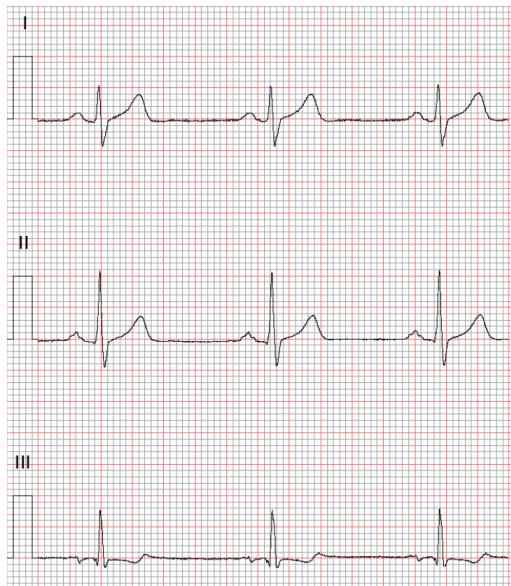


Figura 4.12 Derivaciones bipolares de electrodos comerciales.

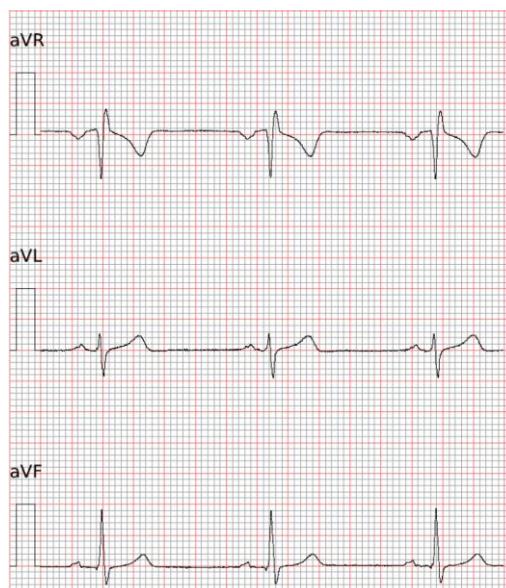


Figura 4.13 Derivaciones unipolares de electrodos comerciales.

Las derivaciones obtenidas mediante electrodos comerciales fueron digitalizadas mediante el software libre “Paper ECG: An ECG Digitization Application” de la universidad de Oregon [43]. Este software permite digitalizar señales a partir de una imagen, seleccionando la derivación correspondiente, el tiempo de escala y el voltaje de escala.

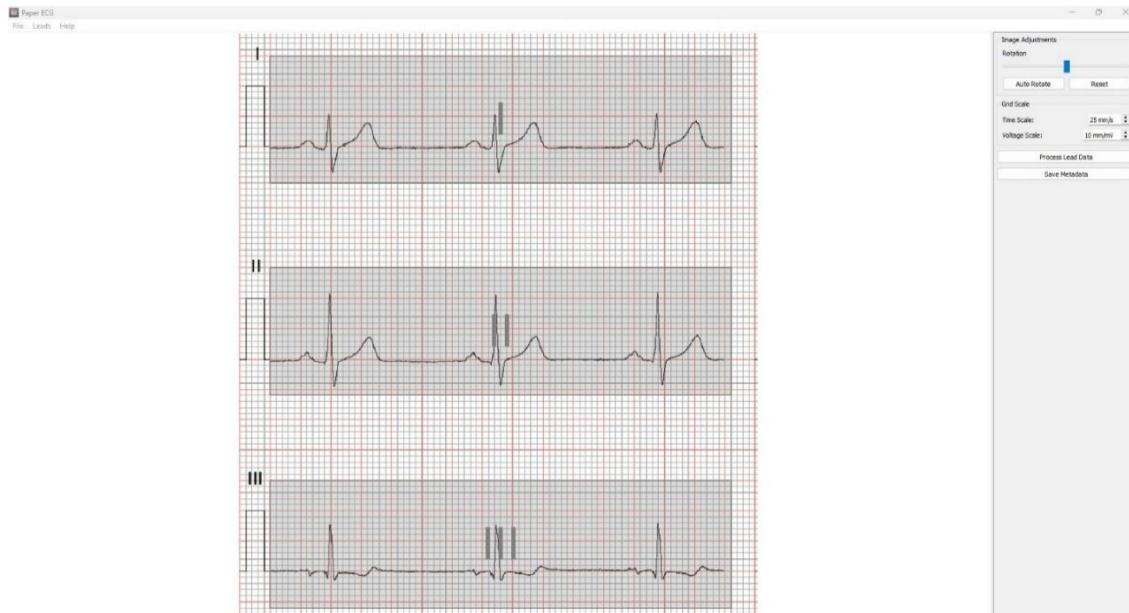


Figura 4.14 Software Paper ECG.

El software genera un archivo de texto (.txt) con los valores numéricos correspondientes a cada derivación, representadas en la Figura 4.15.

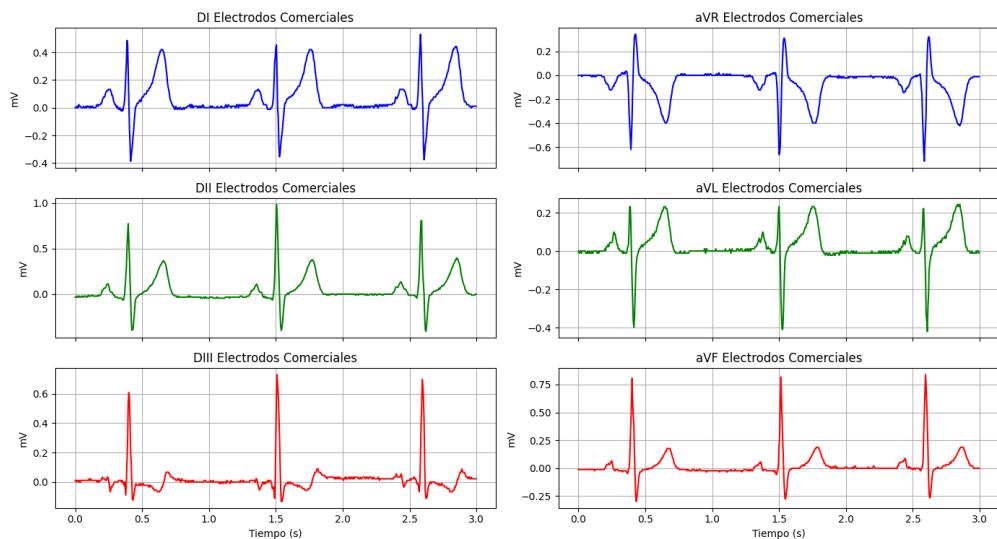


Figura 4.15 Derivaciones digitalizadas de electrodos comerciales.

Para realizar la comparación estadística, las derivaciones digitalizadas fueron reescaladas a la frecuencia de muestreo del prototipo implementado (100 Hz). Posteriormente, se promediaron los tres ciclos por cada derivación, como se aprecia en la Figura 4.16.

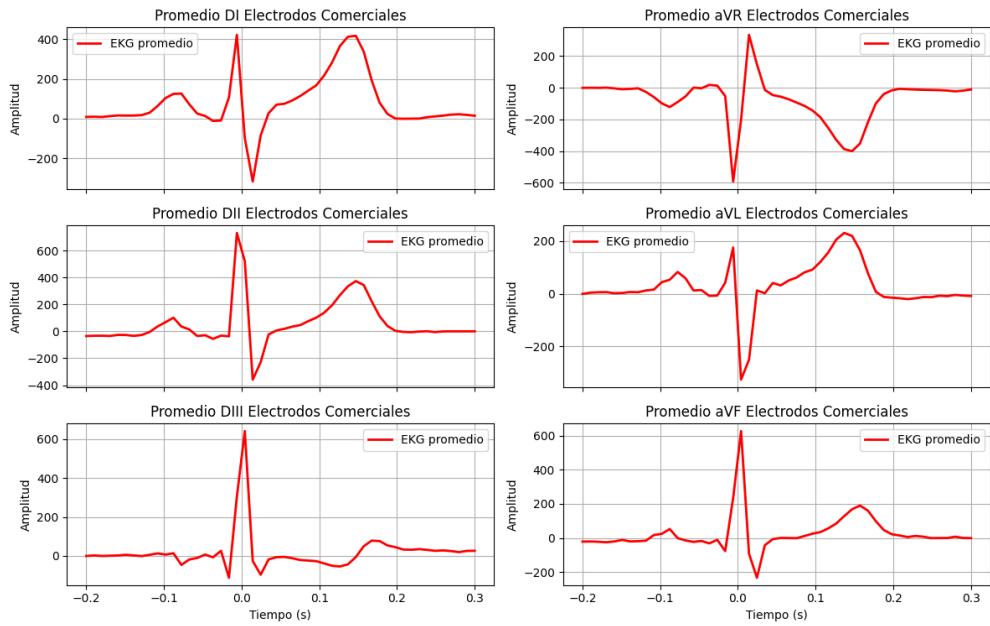


Figura 4.16 Promedio de derivaciones de electrodos comerciales.

En todos los casos, los coeficientes de correlación de Pearson fueron iguales o superiores a 0.8, lo que refleja una alta dependencia lineal entre las señales medidas mediante electrodos capacitivos y las medidas mediante electrodos comerciales. Este resultado indica que el sistema implementado es capaz de capturar las características principales de las señales de EKG con alta fidelidad, mostrando un comportamiento consistente a lo largo de todas las derivaciones evaluadas. La alta correlación respalda la validez del sistema capacitivo como una alternativa viable para el monitoreo cardíaco.

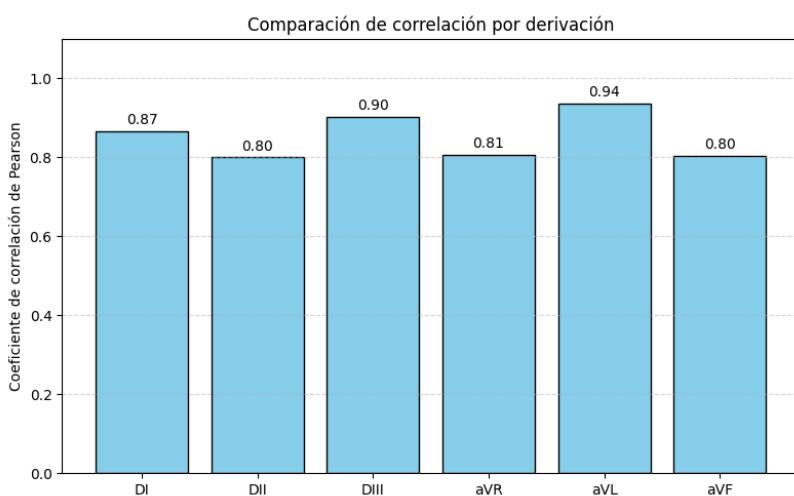


Figura 4.17 Coeficientes de correlación de Pearson por derivación en modo contacto directo.

Se realizó la misma prueba utilizando los sensores capacitivos sobre la prenda de algodón. En este caso, los coeficientes de correlación de Pearson obtenidos fueron mayores o iguales a 0.75,

lo que indica una correlación moderadamente alta entre las señales registradas por los electrodos capacitivos y las señales de referencia de electrodos comerciales.

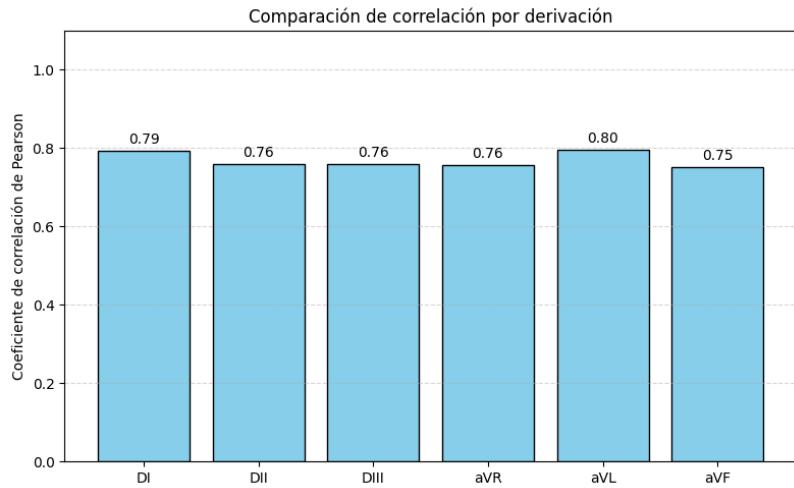


Figura 4.18 Coeficientes de correlación de Pearson por derivación en modo sin contacto.

Adicionalmente, se realizó el cálculo del RMSE de las señales obtenidas en modo contacto directo, del cual se obtuvieron valores iguales o menores a 0.20, lo que indica una buena similitud respecto a la señal de referencia.

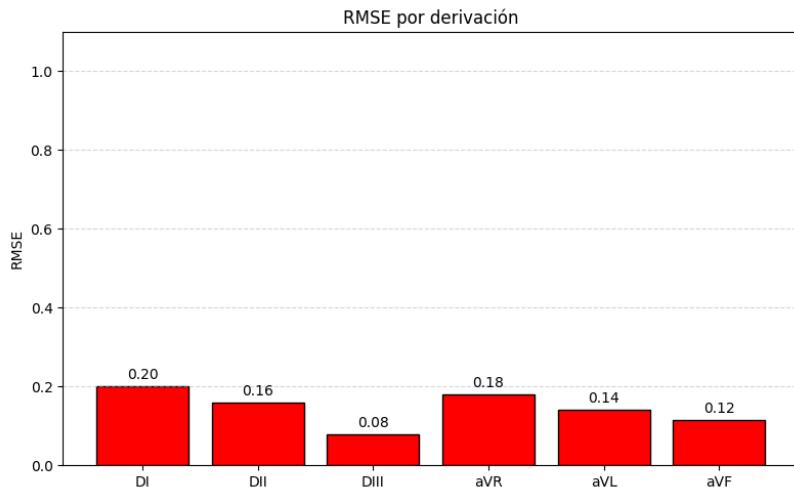


Figura 4.19 RMSE por derivación en modo contacto directo.

De igual manera, se realizó el mismo análisis para las señales adquiridas en modo sin contacto, obteniéndose valores iguales o menores a 0.3, lo que también refleja una correspondencia aceptable con la señal de referencia.

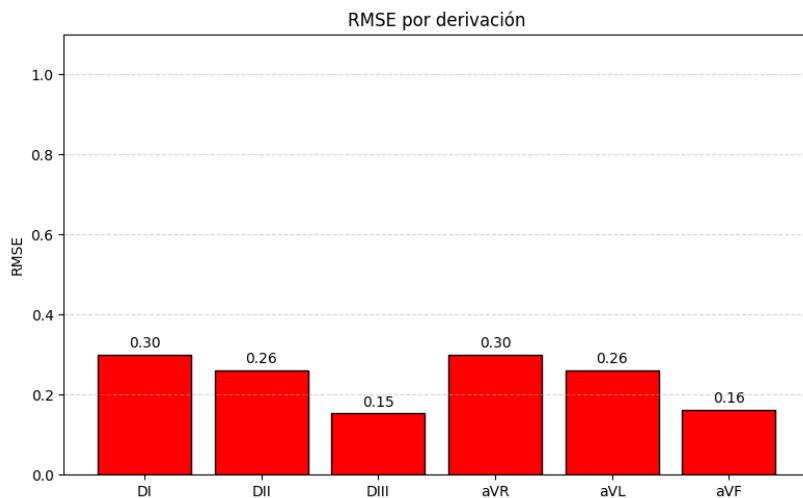


Figura 4.20 RMSE por derivación en modo contacto directo.

4.3. Análisis de Resultados

Los resultados obtenidos permitieron evaluar el desempeño del prototipo implementado en dos condiciones experimentales: contacto directo con la piel y sin contacto (colocados sobre una prenda de vestir).

En el modo de contacto directo, las señales de EKG presentan una calidad comparable a las obtenidas con electrodos comerciales. Se logra visualizar de forma clara los componentes del ciclo cardíaco, que incluye las ondas P, QRS y T, incluso durante la realización de actividad física. Este comportamiento demuestra la estabilidad del acoplamiento capacitivo en condiciones dinámicas, gracias al buen acoplamiento piel-electrodo.

En el modo sin contacto, aunque las señales de EKG presentan una reducción en la amplitud, especialmente en la onda P, el complejo QRS sigue siendo identificable como se muestra en la, esto es importante cuando se requiere obtener valores de frecuencia cardiaca que es muy útil para determinar ciertas arritmias. Sin embargo, durante actividad física, la calidad de la señal se ve más afectada debido al deslizamiento de la prenda de vestir, lo que provoca perturbaciones e inestabilidad en el acoplamiento piel-electrodo.

Se aplicó el coeficiente de correlación de Pearson y el error cuadrático medio para realizar un análisis estadístico entre las derivaciones obtenidas con el dispositivo desarrollado y con el equipo comercial. En el caso del contacto directo, se obtuvieron valores iguales o superiores a 0.8 y un RMSE menor o igual a 0.2 en todas las derivaciones, lo que refleja una alta similitud y dependencia lineal entre ambas señales. Estos resultados validan la capacidad del sistema

capacitivo para capturar las características esenciales de la señal cardíaca, incluso sin utilizar geles conductivos ni preparación previa a la utilización de los electrodos capacitivos.

En la condición sin contacto, aunque se observa una ligera disminución en los coeficientes de correlación, los valores se mantienen mayores o iguales a 0.75 y un RMSE menor o igual a 0.3, lo que indica una similitud aceptable y una correlación moderadamente alta. Este resultado es relevante, ya que evidencia que el sistema es capaz de adquirir señales sin requerir contacto directo con la piel, lo cual abre posibilidades para aplicaciones en monitoreo no invasivo, continuo y confortable, como en textiles inteligentes, sillas de triaje o camas hospitalarias.

Finalmente, la consistencia de los resultados en las seis derivaciones estándar demuestra que el sistema implementado es confiable y que el proceso de digitalización y comparación estadística fue exitoso. La alta correlación obtenida en ambas condiciones demuestra que los electrodos capacitivos, tanto en contacto directo como sin contacto, pueden ser utilizados como una alternativa efectiva a los electrodos tradicionales en aplicaciones de monitoreo cardíaco. Cabe destacar que el prototipo está diseñado exclusivamente para monitoreo y no para diagnóstico clínico, ya que este requiere evaluar con mayor detalle la actividad cardíaca y la morfología de las señales.

CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

Conclusiones:

- La implementación de etapas de filtrado activas, junto con técnicas de blindaje, aislamiento eléctrico y guarda, permitió mitigar eficazmente las interferencias, manteniendo una buena calidad de las derivaciones. El uso de amplificadores con alta impedancia de entrada evitó pérdidas de señal, mientras que la forma circular de los electrodos capacitivos favoreció un mejor contacto sobre la superficie de la piel. Esto se reflejó en el análisis visual, donde se identificaron claramente los componentes característicos de la señal EKG, como las ondas P, QRS y T.
- El sistema de adquisición incorporó filtros activos de segundo orden, con un ancho de banda entre 0.8 Hz y 45 Hz, valores recomendados para el monitoreo EKG. Estos filtros permitieron eliminar eficazmente los artefactos de alta frecuencia, incluyendo la interferencia de la red eléctrica de 60 Hz, sin afectar la morfología esencial de la señal.
- El buen desempeño del sistema también se debe a la selección adecuada de sus componentes y a su diseño. Para garantizar una adquisición confiable y sin degradación de la señal, se implementaron amplificadores con alta impedancia de entrada. Además, el uso de anillo de guarda ayudó a reducir el ruido por corrientes parásitas, mientras que el blindaje mediante recubrimiento metálico protegió la señal frente a interferencias de radiofrecuencia.
- El diseño no invasivo de los electrodos capacitivos, que no requiere geles conductivos ni contacto directo con la piel, ofrece ventajas en términos de comodidad, facilidad de uso y portabilidad. Esto lo hace apropiado para monitoreo ambulatorio y prolongado, sin generar molestias significativas para el usuario durante sus actividades cotidianas.
- El software desarrollado para la visualización de las derivaciones electrocardiográficas proporcionó una interfaz intuitiva y eficiente para el análisis de las señales adquiridas con el sistema de electrodos capacitivos. Su capacidad para manejar múltiples derivaciones y presentar gráficos organizados contribuyó a una evaluación más completa, desempeñando un papel muy importante en el proceso de evaluación y verificación de los resultados. En la configuración de contacto directo, se obtuvo una buena calidad de señal, con componentes del ciclo cardíaco claramente definidos. Los coeficientes de correlación de Pearson con respecto al sistema comercial fueron mayores o iguales a 0.8 y un RMSE menor o igual a 0.2 en todas las derivaciones, lo que evidencia una buena similitud y relación lineal con las señales de referencia.
- En modo sin contacto, aunque la señal mostró una reducción en amplitud en sus componentes y mayor susceptibilidad al movimiento, los coeficientes de correlación se

mantuvieron en valores mayores o iguales a 0.75 y un RMSE menor o igual a 0.3, lo cual indica un nivel de similitud moderada con respecto a las señales de referencia.

- Una de las limitaciones del sistema implementado es la correcta sujeción de los electrodos en condiciones dinámicas en modo sin contacto directo. Se evidenció que, debido al material textil, los electrodos tienden a deslizarse, lo que provoca pérdida del acoplamiento piel-electrodo y, como consecuencia, alteraciones en las señales.

Los electrodos capacitivos representan una opción adecuada para la monitorización prolongada de la actividad cardíaca, presentando ventajas sobre los electrodos húmedos en términos de comodidad, portabilidad y facilidad de uso. La calidad de las señales obtenidas, con una buena correlación y bajo error respecto a sistemas comerciales, confirma su utilidad para monitorización cardíaca, ya que es orientada principalmente a la detección de arritmias cardíacas y alteraciones del segmento ST, mientras que el diagnóstico clínico requiere evaluar con mayor detalle la actividad cardíaca y la morfología de las derivaciones, generalmente obtenido con sistemas que utilizan electrodos húmedos y técnicas avanzadas de procesamiento. En conjunto, el desarrollo de electrodos capacitivos constituye una herramienta prometedora para el monitoreo ambulatorio y, gracias a su versatilidad, también pueden ser implementados en sistemas integrados como ropa inteligente, sillas de triaje, camas hospitalarias, vehículos y entornos de telemedicina.

Recomendaciones:

- Se recomienda desarrollar nuevas estrategias de fijación de los electrodos en modo sin contacto, para minimizar el deslizamiento y mejorar la calidad de la señal durante el movimiento.
- Integrar algoritmos de filtrado adaptativo o técnicas de Machine Learning para eliminar artefactos de movimiento y mejorar la detección de ondas en condiciones sin contacto.
- Considerar la implementación de un sistema con un mayor número de derivaciones de EKG, que permita un análisis más completo y detallado de la actividad cardíaca.
- Se recomienda la implementación de electrodos capacitivos para aplicaciones de monitoreo de otras señales biológicas, como electromiogramas (EMG) o electroencefalogramas (EEG), aprovechando su capacidad de medición sin contacto directo y su potencial para aplicaciones no invasivas en diversas áreas clínicas y de investigación.

BIBLIOGRAFÍA

- [1] Y. M. Chi, «Dry-Contact and Noncontact Biopotential Electrodes: Methodological Review,» *IEEE*, 11 octubre 2010.
- [2] F. Guerrero , M. Haberman y E. Spinelli, «Sistema multicanal para adquisición de biopotenciales,» *Revista Ingeniería Biomédica*, 23 febrero 2013.
- [3] C. Vidhya, Y. Maithani y J. Singh, «Recent Advances and Challenges in Textile Electrodes for Wearable,» *biosensors*, 26 junio 2023.
- [4] M. Duque, «Monitorización cardíaca extendida,» *Revista Colombiana de Cardiología*, 16 mayo 2018.
- [5] D. Jiménez, «Sistema de monitoreo electrocardiográfico ambulatorio,» *Bioingeniería y Física Médica Cubana*, 2003.
- [6] B. Babusiak, «Textile electrodes in capacitive signal sensing,» *Measurement*, 2018.
- [7] M. Jurcisin, «Ultra-wearable capacitive coupled and common electrode-free ECG monitoring system,» *IEEE*, 2012.
- [8] A. J. Portelli, «Design and Development of Non-Contact Bio-Potential Electrodes for Pervasive Health Monitoring Applications,» *Biosensors*, 2016.
- [9] C. J. Harland, T. D. Clark y R. J. Prance, «Electric potential probes—new directions in the remote sensing of the human body,» *IOPsscience*, 2014.
- [10] A. M, A. S y R. S, «WIRELESS PATIENT HEALTH MONITORING USING IOT,» *International Journal of Engineering and Manufacturing Science*, 2018.
- [11] T. Moritani, D. Stegeman y R. Merletti, «Basic Physiology and Biophysics of EMG Signal Generation,» *IEEE*, 2004.
- [12] J. G. Webster, *Medical instrumentation: application and design*, PUBRICA, 2009.
- [13] R. Merletti y P. Parker, *Electromyography : physiology, engineering, and noninvasive applications*, NJ: USA: Wiley-IEEE Press, 2004.
- [14] E. Filomena, J. Aldonate, R. Acevedo y E. Spinelli, «Revisión sobre nuevas tendencias en la adquisición de biopotenciales,» *Congreso Argentino de Bioingeniería SABI2009*, 2009.

- [15] M. Y. Ansari, M. Qaraqe, F. Charafeddine, E. Serpedin, R. Righetti y a. K. Qaraqe, «Estimating age and gender from electrocardiogram signals: A comprehensive review of the past decade,» *Artificial Intelligence in Medicine*, 2023.
- [16] H. Karnan, R. Manivel y N. Sivakumaran, «An Efficient Cardiac Arrhythmia Onset Detection Technique Using a Novel Feature Rank Score Algorithm,» *Journal of Medical Systems*, 2019.
- [17] T. Manna, M. Abdar y A. Swetapadma, «Decision Tree Predictive Learner-Based Approach for False Alarm Detection in ICU,» *Journal of Medical Systems*, 2019.
- [18] W. Uribe, M. Duque y E. Medina, *Electrocardiografía y arritmias*, P.L.A. Export Editores, 2005.
- [19] M. Duque, B. E. y V. A., *Electrocardiografía*, Sociedad Colombiana de Cardiología y Cirugía Cardiovascular, 2008.
- [20] J. D. Bronzino, *The Biomedical Engineering HandBook*, FL: Boca Raton: CRC Press LLC, 2000.
- [21] M. Kim, T. Kim, D. S. Kim y W. K. Chung, «Curved Microneedle Array-Based sEMG Electrode for Robust Long-Term Measurements and High Selectivity,» *sensors*, 2015.
- [22] natus, «Electrodos de aguja de EMG concéntrica desechables Dantec,» [En línea]. Available: <https://natus.com/es/neuro/electrodos-de-aguja-de-emg-concentrica-desechables-dantec-dcn/>.
- [23] K. Arquilla, A. Webb y A. Anderson, «Textile Electrocardiogram (ECG) Electrodes for Wearable Health Monitoring,» *Sensors*, 2020.
- [24] B.-S. LIN, W. CHOU, H.-Y. WANG, Y.-J. HUANG y J.-S. PAN, «Development of Novel Non-contact Electrodes for Mobile Electrocardiogram Monitoring System,» *IEEE*, 2013.
- [25] T.-W. Wang y S.-F. Lin, «Negative Impedance Capacitive Electrode for ECG,» *IEEE TRANSACTIONS ON INSTRUMENTATION AND MEASUREMENT*, 2021.
- [26] E. Spinelli y M. Haberman, «Insulating electrodes: a review on biopotential front ends for dielectric skin-electrode interfaces,» *IOPscience*, p. 2010.
- [27] T. Komensky, M. Jurcisin, K. Ruman, O. Kovac, D. Laqua y P. Husar, «Ultra-Wearable Capacitive Coupled and Common Electrode-Free,» *IEEE*, 2012.

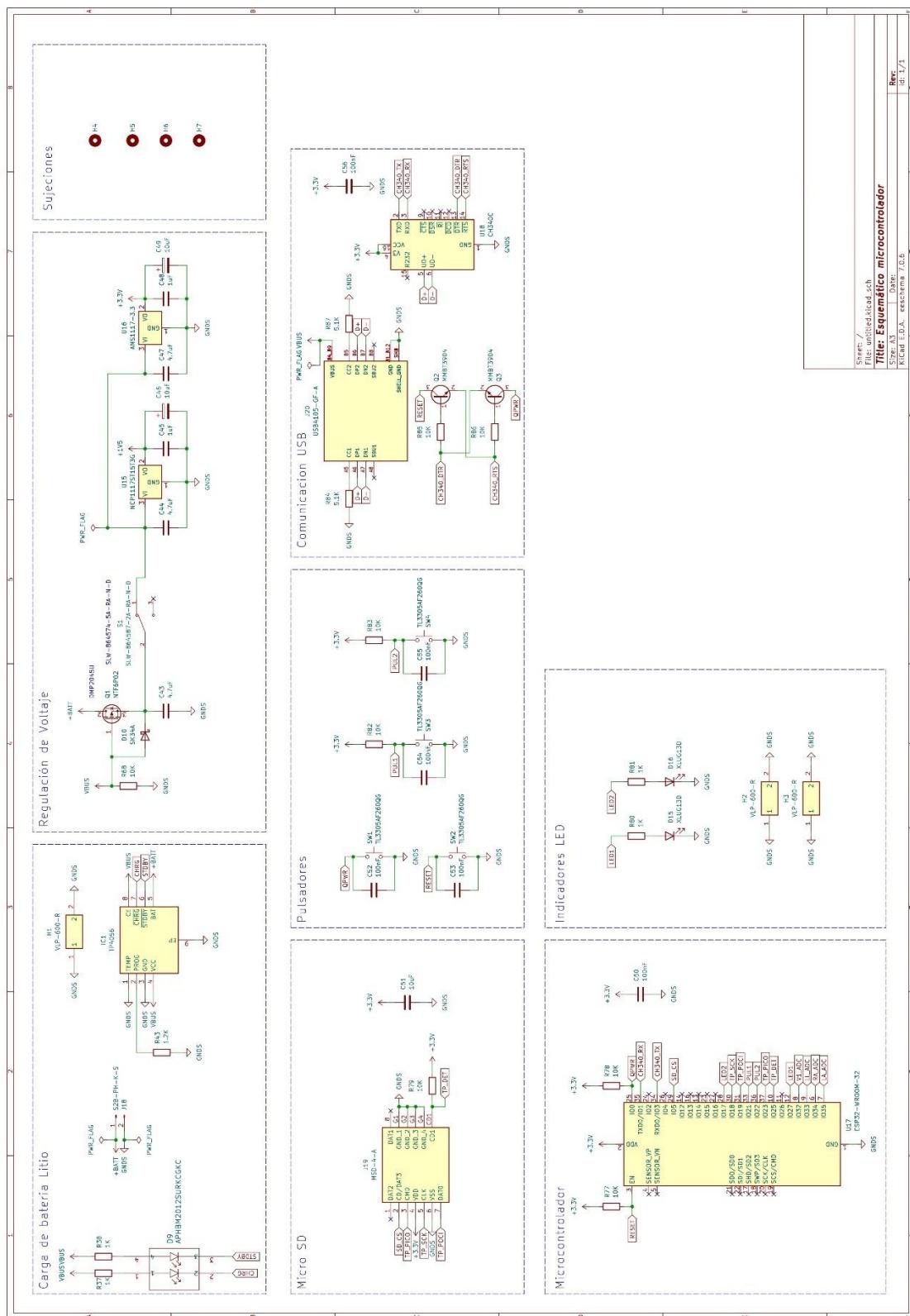
- [28] Y. Chi y G. Cauwenberghs, «Wireless Non-Contact EEG/ECG Electrodes for Body Sensor Networks,» *IEEE*, 2010.
- [29] E. Spinelli, F. Guerrero, P. García y M. Haberman, «A simple and reproducible capacitive electrode,» *Medical Engineering and Physics*, 2016.
- [30] Texas Instruments, «Working with High Impedance Op Amps,» *Application Note 241 Working with High Impedance Op Amps*, 2011.
- [31] R. Camós Vidal y J. Rosell Ferrer, «Ultra-high input impedance buffer for dry or capacitive electrodes: Design and characterization for industry,» *IEEE*, 2017.
- [32] S. Paul, C. Choubey y G. Tiwari, «Low power analog comb filter for biomedical applications,» *Springer Science+Business Media*, 2018.
- [33] S. C. Borrás, Fundamentos de la Teoría de Filtros, Universidad Politécnica de Valencia, 2016.
- [34] P. D. Hernández, Electrónica analógica: Análisis y diseño, Universidad Politécnica de Cartagena, 2008.
- [35] L. Álvarez, R. Henao y E. Duque, «Analog Filtering Schemes Analysis for ECG Signals,» *Universidad Tecnológica de Pereira*, 2007.
- [36] R. Llugsi y P. Llupera, Electrónica Básica, EPN Editorial, 2017.
- [37] C. L. Ng, M. B. I. Reaz, S. H. M. Ali, M. L. Crespo, A. Cicuttin, M. E. H. Chowdhury, S. Kiranyaz y N. B. Kamal, «Powerline interference suppression of a textile-insulated capacitive,» *Measurement*, vol. 207, 2023.
- [38] J. Kafková, B. Babušiak, R. Pirník, P. Kuchár, J. Kekelák y F. D'Ippolito, «Seat to beat: Novel capacitive ECG integration for in-car cardiovascular measurement,» *Measurement*, vol. 204, 2024.
- [39] I.-J. Wang, W.-T. Chang, W.-H. Wu y B.-S. Lin , «Applying Noncontact Sensing Technology in the Customized,» *sensors*, 2021.
- [40] C. Bloe, «The role of single-use ECG leads in reducing healthcare-associated infections,» *British Journal of Nursing*, 2021.
- [41] A. P. Culcay, M. A. Molina y E. F. Ordoñez , «Diseño e implementación de un electrocardiógrafo ambulatorio dinámico de una derivación con conexión inalámbrica a teléfono móvil inteligente y envío de información vía SMS o GPRS,»

MeMorias del ii Congreso BinaCional de investigaCión, CienCia y teCnología de las Universidades, 2012.

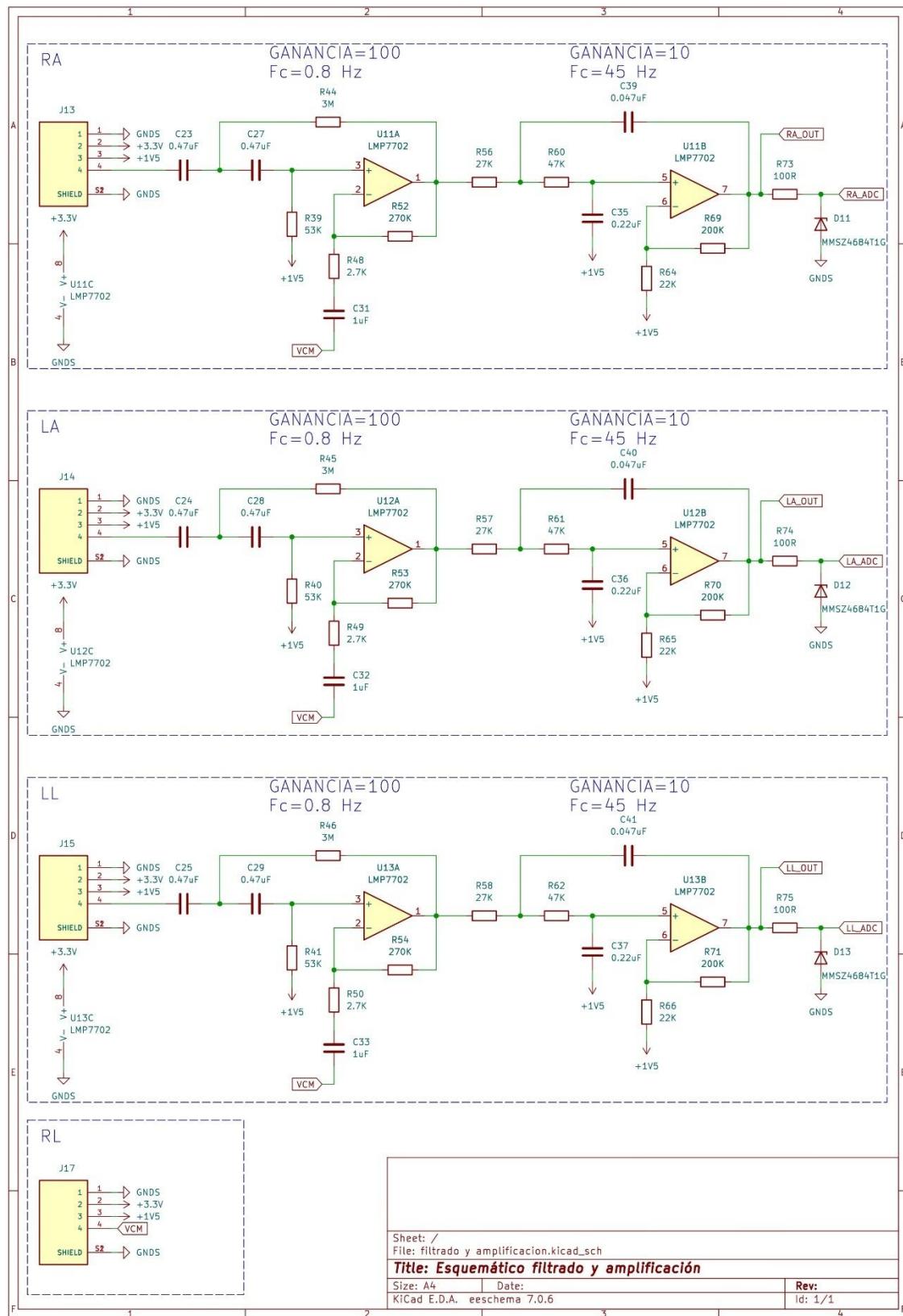
- [42] B. B. Winter y J. G. Webster, «Design of a driven-right-leg circuit for electrocardiographic systems,» *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 1983.
- [43] O. S. University, «Paper ECG: An ECG Digitization Application,» [En línea]. Available: <https://events.engineering.oregonstate.edu/expo2021/project/paper-ecg-ecg-digitization-application>.
- [44] T. M. Mishonov, V. I. Danchev, E. G. Petkov, V. N. Gourev, I. M. Dimitrova, N. S. Serafimov, A. A. Stefanov y A. M. Varonov, «Master equation for operational amplifiers: stability of negative differential converters, crossover frequency and pass-bandwidth,» *Journal of Physics Communications*, 2019.
- [45] Y. M. Chi, C. Maier y G. Cauwenberghs, «Ultra-High Input Impedance, Low Noise Integrated Amplifier for Noncontact Biopotential Sensing,» *IEEE*, 2011.

APÉNDICES

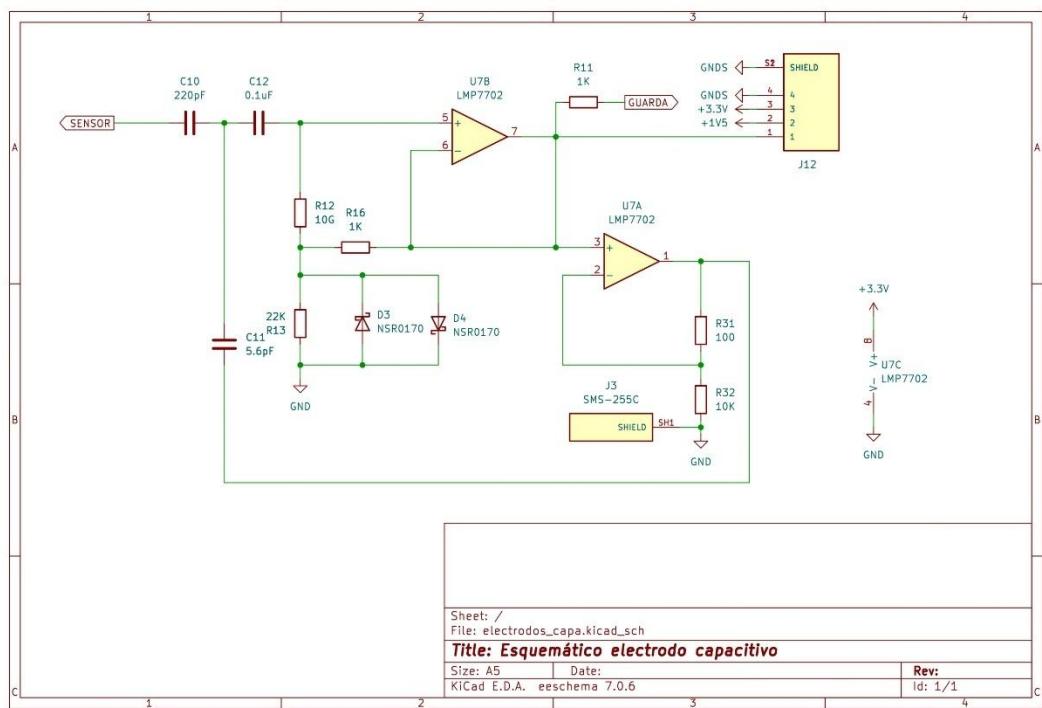
APÉNDICE A



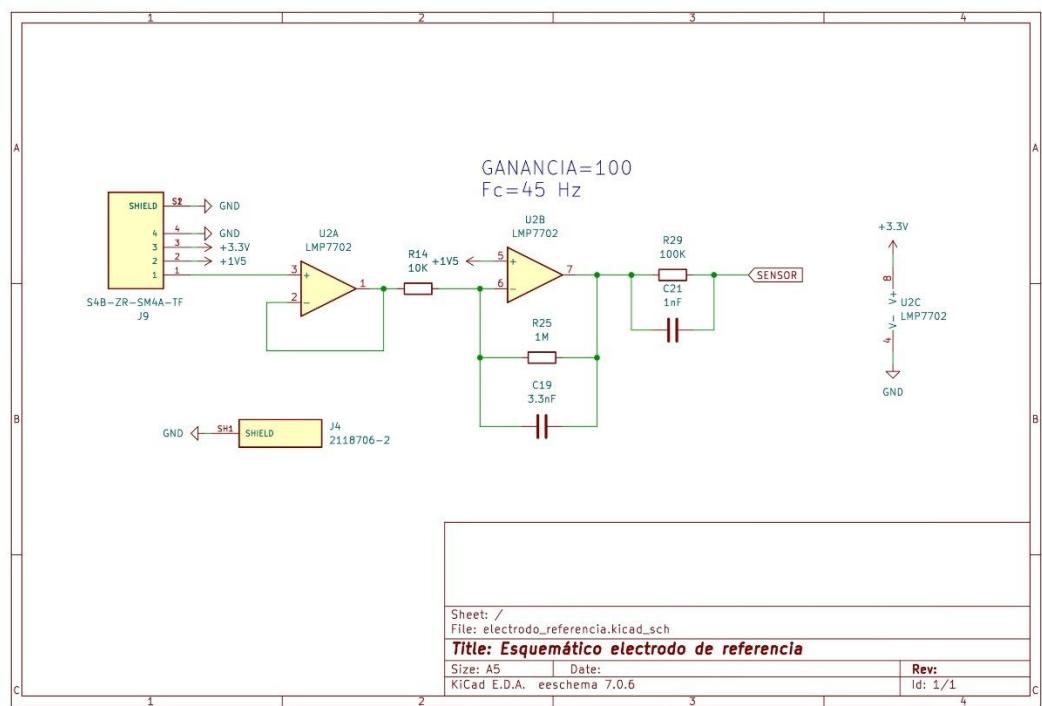
Esquemático 1. Circuito electrónico del microcontrolador y periféricos.



Esquemático 2. Circuito electrónico de las etapas de filtrado y amplificación.



Esquemático 3. Circuito electrónico del electrodo capacitivo.



Esquemático 4. Circuito electrónico del electrodo de referencia.

APÉNDICE B

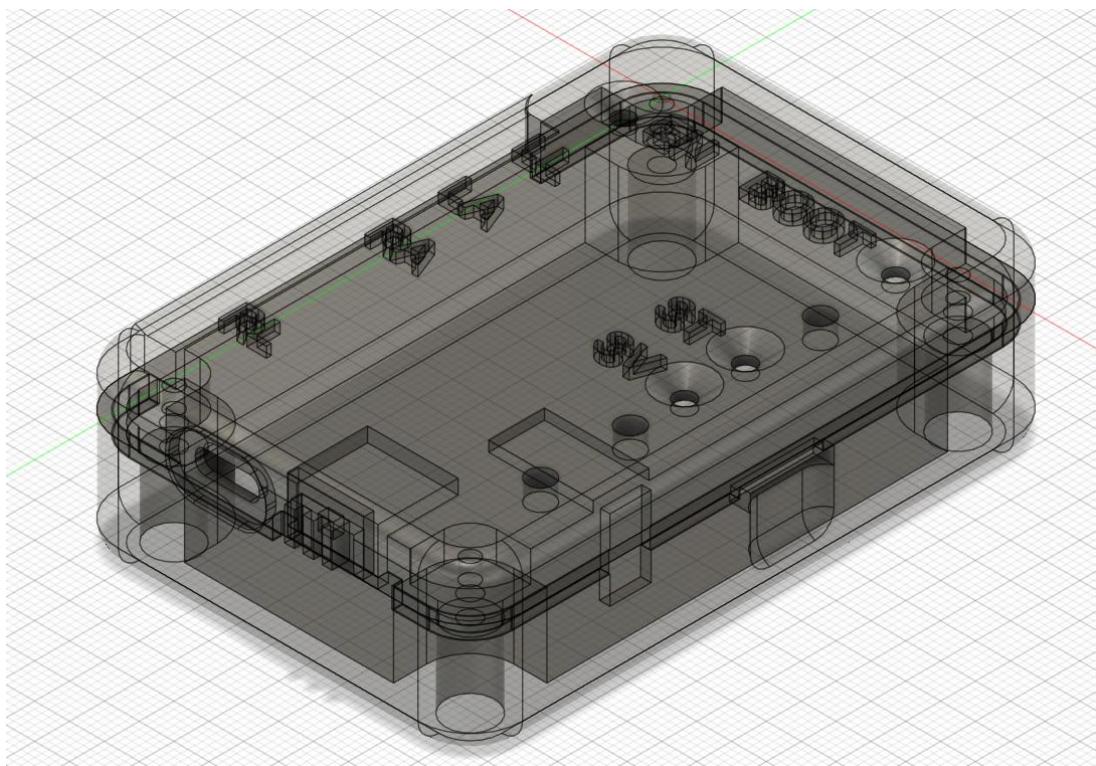


Imagen 1. Diseño de la carcasa para sistema de adquisición de EKG.

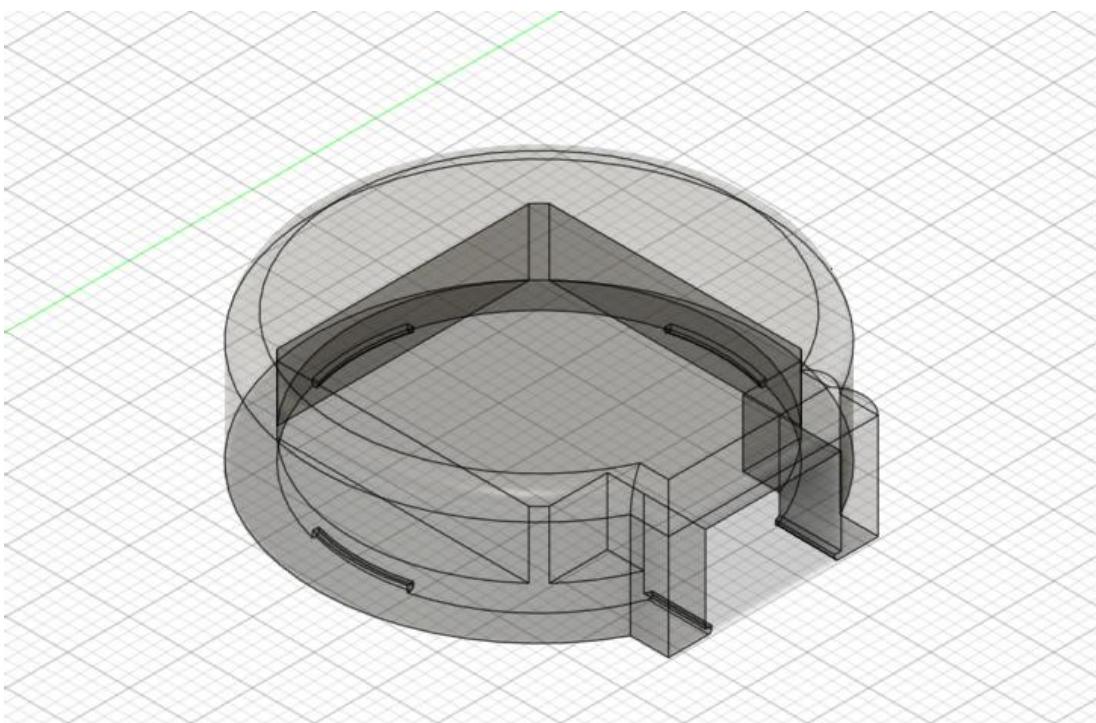
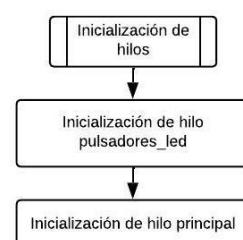
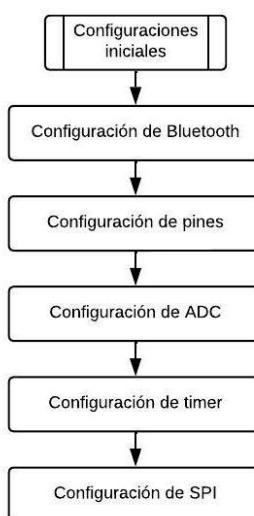


Imagen 2. Diseño de la carcasa para los electrodos capacitivos.

APÉNDICE C



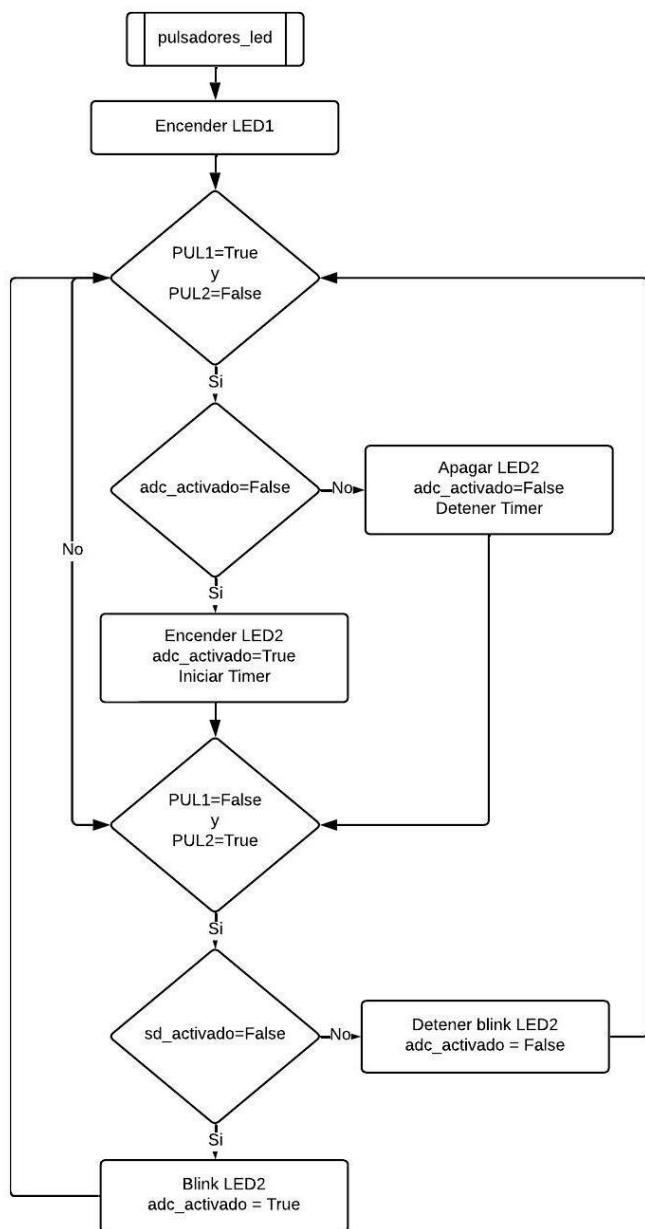


Diagrama 4. Diagrama de flujo del subprocesso “pulsadores_led”.

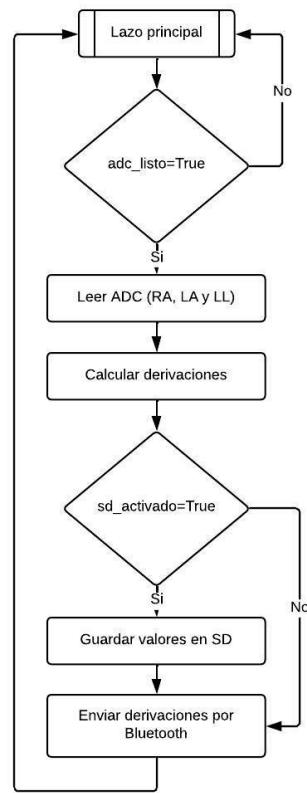


Diagrama 5. Diagrama de flujo del subproceso “Lazo principal”.

APÉNDICE D

Código desarrollado en Micropython del microcontrolador ESP32:

```
import machine
from machine import ADC
from machine import Pin
from machine import Timer
from machine import SPI
from sdcard import SDCard
import os
import time
import bluetooth
from BLE import BLEUART
import _thread
import gc

#####
#Inicializacion Bluetooth
#####

name = "BT_EKG"
ble = bluetooth.BLE()
uart = BLEUART(ble, name)
#####
#Variables
#####

adc_listo = False
tiempo_pul2 = 0
led2_activado = False
adc_activado = False
tiempo_pulsado = 2000
tiempo_pul1 = 0
led1_activado = False
sd_activado = False
sd_ruta = ""
f = None
cerrar_archivo = False
sd_det = False

#####
#Configuración de pines
#####

LL = ADC(Pin(33))
LL.atten(ADC.ATTN_11DB)
LL.width(ADC.WIDTH_12BIT)

RA = ADC(Pin(34))
RA.atten(ADC.ATTN_11DB)
RA.width(ADC.WIDTH_12BIT)

LA = ADC(Pin(35))
LA.atten(ADC.ATTN_11DB)
LA.width(ADC.WIDTH_12BIT)

LED1 = Pin(27, Pin.OUT)

LED1.off()
LED2 = Pin(17, Pin.OUT)
LED2.off()

PUL1 = Pin(21, Pin.IN)
PUL2 = Pin(22, Pin.IN, Pin.PULL_UP)
#####
#Configuración de Timers
#####

timer_adc = Timer(1)
#####
# Configuración SDCard
#####

spi = SPI(1,
           baudrate=10_000_000, # 10 MHz
           polarity=0,
           phase=0,
           sck=Pin(18), #clock
           mosi=Pin(23), #pico
           miso=Pin(19)) #poci

cs = Pin(5, Pin.OUT)
det = Pin(25, Pin.IN)
#####
#Inicialización de la SD
#####

def sd_init():
    sd = SDCard(spi, cs)
    os.mount(sd, 'sd')
#####
#Función de búsqueda de ruta disponible
#####

def lista_sd():
    # Buscar el primer nombre disponible dentro de un rango
    ruta = None
    max_archivos = 999
    archivos = os.listdir('sd')
    for num in range(1, max_archivos + 1):
        nombre_archivo = f"datos_{num:03}.csv"
        if nombre_archivo not in archivos:
            ruta = f"/sd/{nombre_archivo}"
            break
    if ruta is None:
        raise Exception(f"No hay nombres disponibles hasta "
                      f"datos_{max_archivos:03}.csv")
    return ruta

#####
#Función para crear encabezado de archivo
#####

def crear_archivo(ruta):
```

```

global f
with open(ruta, 'w') as archivo:
    archivo.write('D_I,D_II,D_III,aVR,aVL,aVF\n')
    f = open(ruta, 'a')

#Funcion para guardar los datos en la ruta
def guardar_datos(ruta, D_I, D_II, D_III, aVR, aVL, aVF):
    global f
    try:
        f.write(f"{{D_I},{D_II},{D_III},{aVR},{aVL},{aVF}}\n")
    except Exception as e:
        print("Error al guardar datos: {e}")

#Funciones de calculo de derivaciones
def bipolar_d1(RA,LA):
    D_I = (LA - RA)+2047
    return D_I
def bipolar_d2(RA,LL):
    D_II = (LL - RA)+2047
    return D_II
def bipolar_d3(LA,LL):
    D_III = (LL - LA)+2047
    return D_III
def unipolar_avr(RA,LA,LL):
    aVR = int((RA - ((LA + LL) / 2))+2047)
    return aVR
def unipolar_avl(RA,LA,LL):
    aVL = int((LA - ((RA + LL) / 2))+2047)
    return aVL
def unipolar_avf(RA,LA,LL):
    aVF = int((LL - ((RA + LA) / 2))+2047)
    return aVF

#Función para crear la trama de datos
def trama(D_I,D_II,D_III,aVR,aVL,aVF):
    #Limitar valores
    # Función para limitar valores entre 0 y 65535
    def limitar(valor):
        return max(0, min(65535, valor))

    D_I = limitar(D_I)
    D_II = limitar(D_II)
    D_III = limitar(D_III)
    aVR = limitar(aVR)
    aVL = limitar(aVL)
    aVF = limitar(aVF)

    trama_I = chr(D_I // 256) + chr(D_I % 256)
    trama_II = chr(D_II // 256) + chr(D_II % 256)
    trama_III = chr(D_III // 256) + chr(D_III % 256)
    trama_aVR = chr(aVR // 256) + chr(aVR % 256)
    trama_aVL = chr(aVL // 256) + chr(aVL % 256)
    trama_aVF = chr(aVF // 256) + chr(aVF % 256)

    trama = "$" + trama_I + trama_II + trama_III + trama_aVR +
    trama_aVL + trama_aVF + "#"
    #return trama_ascii
    return trama

#return trama

#Trama de cálculo de derivaciones
def calculo_derivaciones():
    #Lectura de los electrodos
    global ra_filt, la_filt, ll_filt, sd_activado, sd_ruta, cerrar_archivo, f,
    sd_det
    valor_RA = RA.read()
    valor_LA = LA.read()
    valor_LL = LL.read()
    #####
    #Calculo de derivaciones
    #####
    D_I = bipolar_d1(valor_RA,valor_LA)
    D_II = bipolar_d2(valor_RA,valor_LL)
    D_III = bipolar_d3(valor_LA,valor_LL)
    aVR = unipolar_avr(valor_RA,valor_LA,valor_LL)
    aVL = unipolar_avl(valor_RA,valor_LA,valor_LL)
    aVF = unipolar_avf(valor_RA,valor_LA,valor_LL)
    if sd_activado and not cerrar_archivo:
        guardar_datos(sd_ruta, D_I, D_II, D_III, aVR, aVL, aVF)
    elif not sd_activado and cerrar_archivo:
        cerrar_archivo = False
        if f:
            try:
                f.close()
                f = None
                os.umount("/sd")
            except Exception as e:
                print("Error cerrando archivo:", e)
            trama_bt=trama(D_I,D_II,D_III,aVR,aVL,aVF)
            uart.write(trama_bt)

#Funcion de lectura de ADC
def adc_derivaciones(timer_adc):
    global adc_listo
    if not adc_listo:
        timer_adc.deinit()
        adc_listo = True
    else:
        print("El ADC está ocupado")

#Funcion inicialización de Timer
def timer_init():
    timer_adc.init(period=10, mode=machine.Timer.PERIODIC,
    callback=adc_derivaciones)

#####
# Hilo de lectura de periféricos
#####

def pulsadores_leds():
    global tiempo_pul2, led2_activado, adc_listo, adc_activado,
    tiempo_pul1, led1_activado, sd_activado, sd_ruta, cerrar_archivo,
    sd_det
    LED1.on()
    tiempo_led2 = time.ticks_ms()

```

```

while True:
    #Extraccion de microSD
    if sd_activado and adc_activado and det.value():
        try:
            LED2.on()
            cerrar_archivo = True
            sd_activado = False
            print("SD extraida...")
        except Exception as e:
            print("Error al extraer SD:", e)
    #Pulsador 2
    if not PUL2.value() and PUL1.value():
        if tiempo_pul2 == 0:
            tiempo_pul2 = time.ticks_ms()
        if time.ticks_diff(time.ticks_ms(), tiempo_pul2) >=
            tiempo_pulsado:
                if not adc_activado and not led2_activado:
                    LED2.on()
                    adc_activado = True
                    led2_activado = True
                    print('iniciando lectura adc...')
                    timer_init()
                elif adc_activado and not led2_activado:
                    LED2.off()
                    if sd_activado:
                        cerrar_archivo = True
                        #os.umount("/sd")
                        adc_activado = False
                        sd_activado = False
                        led2_activado = True
                        print('lectura adc detenida...')
                        timer_adc.deinit()
                        adc_listo = False
                else:
                    tiempo_pul2 = 0
                    led2_activado = False
    #Pulsador 1
    if not PUL1.value() and PUL2.value():
        if tiempo_pul1 == 0:
            tiempo_pul1 = time.ticks_ms()
        if time.ticks_diff(time.ticks_ms(), tiempo_pul1) >=
            tiempo_pulsado:
                if not sd_activado and not led1_activado and adc_activado
                and not det.value():
                    #Crear archivo y encabezado
                    try:
                        sd_init()
                        sd_ruta=lista_sd()
                        crear_archivo(sd_ruta)
                    except Exception as e:
                        print("Error al iniciar guardado en SD:", e)
                    elif sd_activado and not led1_activado and adc_activado
                    and not det.value():
                        try:
                            LED2.on()
                            cerrar_archivo = True
                            sd_activado = False
                            led1_activado = True
                            print('fin de guardado de datos en SD...')
                        except Exception as e:
                            print("Error al finalizar guardado en SD:", e)
                    else:
                        tiempo_pul1 = 0
                        led1_activado = False
                        if sd_activado:
                            if time.ticks_diff(time.ticks_ms(), tiempo_led2) >= 1000: #
                            1000 ms = 1 segundo
                                LED2.value(not LED2.value()) # Cambia el estado del LED
                                tiempo_led2 = time.ticks_ms()
                                _thread.start_new_thread(pulsadores_leds, ())
                                ######
                                # Bucle principal
                                #####
                                while True:
                                    if adc_listo:
                                        try:
                                            gc.collect()
                                            calculo_derivaciones()
                                            adc_listo = False
                                            timer_init()
                                        except OSError as e:
                                            gc.collect() # Liberar memoria con gc.collect()

```

Código principal desarrollado en Python de la interfaz de visualización:

```
import sys
import asyncio
import csv
import os
import numpy as np
from collections import deque
from bleak import BleakScanner, BleakClient
from PyQt5.QtWidgets import QApplication, QMainWindow, QDialog, QMessageBox, QVBoxLayout, QFileDialog, QWidget, QGridLayout
from PyQt5.QtCore import QThread, pyqtSignal, QTimer, Qt
from PyQt5.uic import loadUi
import pyqtgraph as pg
from qasync import QEventLoop, asyncSlot

CHARACTERISTIC_UUID      =      "6E400003-B5A3-F393-E0A9-E50E24DCCA9E"

if sys.platform.startswith('win'):

    asyncio.set_event_loop_policy(asyncio.WindowsSelectorEventLoopPolicy())
    #####
    # Grafica de señales recibidas por Bluetooth
    #####
    class ECGPlot:
        def __init__(self, plot_widget, label):
            self.plot_widget = pg.PlotWidget()
            layout = QVBoxLayout()
            plot_widget.setLayout(layout)
            layout.addWidget(self.plot_widget)
            self.plot_widget.setBackground('w')
            self.plot_widget.setLabel('left', label)
            self.plot_widget.setLabel('bottom', 'Muestras')
            self.data_buffer = deque([0] * 250, maxlen=250)
            self.curve      =      self.plot_widget.plot(np.arange(250),
            list(self.data_buffer), pen=pg.mkPen('b', width=2))

        def update_plot(self):
            self.curve.setData(np.arange(len(self.data_buffer)),
            list(self.data_buffer))

        def add_data(self, value):
            self.data_buffer.append(value)
            self.update_plot()
    #####
    # Ventana de graficación de archivos de señales
    #####
    class GraphWindow(QWidget):
        def __init__(self, data):
            super().__init__()
            self.setWindowTitle("Señales EKG")
            self.resize(1000, 600)

    self.labels = ["D_I", "D_II", "D_III", "aVR", "aVL", "aVF"]
    self.layout = QGridLayout(self)
    self.plots = {}

    # Crear 6 gráficos en una grilla 3x2 (3 filas, 2 columnas)
    for i, label in enumerate(self.labels):
        row = i % 3
        col = i // 3 # 0 para izquierda, 1 para derecha
        plot_widget = pg.PlotWidget(title=label)
        plot_widget.setBackground('w')
        plot_widget.setMouseEnabled(x=True, y=True)
        plot_widget.showGrid(x=True, y=True, alpha=0.3)
        self.layout.addWidget(plot_widget, row, col)
        self.plots[label] = plot_widget

    self.plot_data(data)

    def plot_data(self, data):
        for label, plot_widget in self.plots.items():
            plot_widget.clear()
            x = list(range(len(data[label])))
            plot_widget.plot(x, data[label], pen=pg.mkPen(color="b",
            width=2))

    class BLEScannerThread(QThread):
        devices_found = pyqtSignal(list)
        error_signal = pyqtSignal(str)

        def run(self):
            try:
                devices = asyncio.run(self.scan_ble_devices())
                self.devices_found.emit(devices)
            except Exception as e:
                self.error_signal.emit(str(e))

        async def scan_ble_devices(self):
            return await BleakScanner.discover(timeout=5.0)
    #####
    # Ventana de dialogo de conexión bluetooth
    #####
    class DialogWindow(QDialog):
        connection_established = pyqtSignal()
        disconnected = pyqtSignal()
        data_received = pyqtSignal(list)

        def __init__(self, main_window):
            super().__init__()
            loadUi('b_dialog.ui', self)
            self.setWindowTitle("Conexión Bluetooth")
            self.b_buscar.clicked.connect(self.start_scan)
            self.b_exit.accepted.connect(self.connect_device)
            self.scanner_thread = BLEScannerThread()
```

```

self.scanner_thread.devices_found.connect(self.populate_ble_device
s)
    self.scanner_thread.error_signal.connect(self.show_error)
    self.disconnect_event = None
    self.ble_client = None
    self.graphing_enabled = False
    self.buffer = {
        "D_I": [],
        "D_II": [],
        "D_III": [],
        "aVR": [],
        "aVL": [],
        "aVF": []
    }
    self.main_window = main_window

def start_scan(self):
    print("Iniciando búsqueda de dispositivos BLE...")
    self.b_buscar.setEnabled(False)
    self.b_box.clear()
    self.scanner_thread.start()

def populate_ble_devices(self, devices):
    if devices:
        for d in devices:
            if d.name:
                self.b_box.addItem(f"{d.name} ({d.address})")
            else:
                QMessageBox.information(self, "Búsqueda finalizada", "No se encontraron dispositivos Bluetooth.")
                self.b_buscar.setEnabled(True)

    def show_error(self, message):
        QMessageBox.critical(self, "Error", f"Error al buscar dispositivos: {message}")
        self.b_buscar.setEnabled(True)

    @asyncSlot()
    async def connect_device(self):
        selected_text = self.b_box.currentText()
        if not selected_text:
            QMessageBox.warning(self, "Advertencia", "Seleccione un dispositivo.")
            return
        try:
            device_address = selected_text.split('(')[1].split(')')[0].strip()
        except IndexError:
            QMessageBox.warning(self, "Advertencia", "Formato de dispositivo incorrecto.")
            return

        self.main_window.disable_sinc() # Deshabilita b_sinc antes de conectar
        print(f"Conectando a {selected_text}...")
        self.disconnect_event = asyncio.Event()

        try:
            self.ble_client = BleakClient(device_address)
            await self.ble_client.connect()
            if self.ble_client.is_connected:
                print("Conectado exitosamente.")
                self.graphing_enabled = True
                await self.ble_client.start_notify(CHARACTERISTIC_UUID,
                    self.notification_handler)
                QMessageBox.information(self, "Conexión", "Conexión Bluetooth realizada.")
                self.main_window.enable_desc()
                self.main_window.enable_guardar()
                self.main_window.disable_abrir()
                self.connection_established.emit()
                await self.disconnect_event.wait()
                print("Desconectando...")
                self.graphing_enabled = False
                await self.ble_client.stop_notify(CHARACTERISTIC_UUID)
                await self.ble_client.disconnect()
                QMessageBox.information(self, "Desconexión", "Dispositivo desconectado.")
                self.main_window.disable_desc()
                self.main_window.disable_guardar()
                self.main_window.enable_abrir()
                self.disconnected.emit()
            else:
                QMessageBox.warning(self, "Fallo", "No se pudo conectar.")
                self.main_window.enable_sinc()
                self.main_window.disable_desc()
                self.main_window.enable_abrir()
        except Exception as e:
            print(f"Error en la conexión: {str(e)}")
            QMessageBox.critical(self, "Error", f"Error al conectar: {str(e)}")
            self.main_window.enable_sinc()
            self.main_window.disable_desc()
            self.main_window.enable_abrir()
        finally:
            self.ble_client = None
            self.disconnect_event = None
            self.main_window.enable_sinc() # Asegura que el botón se habilite en cualquier caso
            self.main_window.disable_desc()

    def disconnect_device(self):
        if self.disconnect_event is not None:
            print("Solicitud de desconexión recibida desde DialogWindow.")
            self.disconnect_event.set()
        else:
            QMessageBox.warning(self, "Advertencia", "No hay conexión activa para desconectar.")

    def notification_handler(self, sender, data):
        if not self.graphing_enabled:
            return
        if data[0] == ord('$') and data[-1] == ord('#'):
            trimmed_data = data[1:-1]

```

```

try:
    data_str = trimmed_data.decode('utf-8')
except Exception:
    return
numbers = [(ord(data_str[i]) << 8) | ord(data_str[i + 1]) for i in
range(0, len(data_str), 2)] # Transforma en numeros de 16 bits
if len(numbers) == 6:
    if self.main_window.guardar: # Guarda los valores
        #print("Guardando valores")
        if os.path.exists(self.main_window.ruta_csv):
            with open(self.main_window.ruta_csv, "a", newline="") as file:
                writer = csv.writer(file)
                writer.writerow(numbers)
                self.data_received.emit(numbers)
#####
# Lazo principal
#####

class MainWindow(QMainWindow):
    def __init__(self):
        super().__init__()
        loadUi('main.ui', self)
        self.b_sinc.clicked.connect(self.open_dialog)

    self.b_desc.clicked.connect(self.disconnect_device_from_dialog)
    self.b_guardar.clicked.connect(self.save_csv) # Conectar botón a la función guardar
    self.b_detener.clicked.connect(self.stop_guardar) # Conectar botón a la función detener
    self.b_abrir.clicked.connect(self.open_csv)
    self.guardar = False
    self.ruta_csv = ""
    self.dialog = None
    self.graph_window = None
    self.plots = {
        "D_I": ECGPlot(self.d1_plot, "D_I"),
        "D_II": ECGPlot(self.d2_plot, "D_II"),
        "D_III": ECGPlot(self.d3_plot, "D_III"),
        "aVR": ECGPlot(self.avr_plot, "aVR"),
        "aVL": ECGPlot(self.avl_plot, "aVL"),
        "aVF": ECGPlot(self.avf_plot, "aVF")
    }

    def open_dialog(self):
        self.dialog = DialogWindow(self)
        self.dialog.connection_established.connect(self.disable_sinc)
        self.dialog.disconnected.connect(self.enable_sinc)
        self.dialog.data_received.connect(self.update_plots)
        self.dialog.setWindowModality(Qt.ApplicationModal)
        self.dialog.show()

    def disconnect_device_from_dialog(self):
        if self.dialog is not None:
            if not self.guardar:
                self.dialog.disconnect_device() #Desconectar si no se está
                almacenando los datos
            else:
                QMessageBox.warning(self, "Advertencia", "Detener el
                almacenamiento de los datos.")
        else:
            QMessageBox.warning(self, "Advertencia", "No hay conexión
            activa para desconectar.")

    def disable_sinc(self):
        self.b_sinc.setEnabled(False)

    def enable_sinc(self):
        self.b_sinc.setEnabled(True)

    def disable_desc(self):
        self.b_desc.setEnabled(False)

    def enable_desc(self):
        self.b_desc.setEnabled(True)

    def update_plots(self, values):
        labels = ["D_I", "D_II", "D_III", "aVR", "aVL", "aVF"]
        for label, value in zip(labels, values):
            self.plots[label].add_data(value)

    def save_csv(self):
        opciones = QFileDialog.Options()
        ruta_archivo, _ = QFileDialog.getSaveFileName(
            self, "Guardar Archivo CSV", "", "Archivos CSV (*.csv);;Todos
            los archivos (*)", options=opciones
        )

        if ruta_archivo: # Si se selecciona la ruta
            self.disable_guardar()
            self.enable_detener()
            self.guardar = True

        # Nombres de las columnas
        encabezados = ["D_I", "D_II", "D_III", "aVR", "aVL", "aVF"]

        with open(ruta_archivo, "w", newline="", encoding="utf-8") as
        archivo:
            escritor = csv.writer(archivo)
            escritor.writerow(encabezados) # Escribir la cabecera

            print(f"Archivo CSV creado en: {ruta_archivo}")
            self.ruta_csv = ruta_archivo # Guardamos la ruta del CSV

    def disable_guardar(self):
        self.b_guardar.setEnabled(False)

    def enable_guardar(self):
        self.b_guardar.setEnabled(True)

    def stop_guardar(self):
        if self.guardar == True:
            self.guardar = False
            self.enable_guardar()
            self.disable_detener()

```

```

        print("Fin de guardado de datos")
    else:
        QMessageBox.warning(self, "Advertencia", "No se inició el
almacenamiento de datos.")

    def disable_detener(self):
        self.b_detener.setEnabled(False)

    def enable_detener(self):
        self.b_detener.setEnabled(True)

    def open_csv(self):
        # Seleccionar un archivo CSV
        archivo, _ = QFileDialog.getOpenFileName(self, "Abrir archivo
CSV", "", "Archivos CSV (*.csv);;Todos los archivos (*)")

        if archivo:
            try:
                data = self.read_csv(archivo)
                self.show_graphs(data)
            except Exception as e:
                QMessageBox.warning(self, "Error", f"No se pudo leer el
archivo: {str(e)}")

    def disable_abrir(self):
        self.b_abrir.setEnabled(False)

    def enable_abrir(self):
        self.b_abrir.setEnabled(True)

    def read_csv(self, archivo):
        # Leer datos de archivos CSV
        try:
            with open(archivo, "r") as f:
                reader = csv.DictReader(f)
                labels = ["D_I", "D_II", "D_III", "aVR", "aVL", "aVF"]
                data = {label: [] for label in labels}

                for row in reader:
                    for label in labels:
                        data[label].append(float(row[label]))

            return {label: np.array(data[label]) for label in labels}
        except Exception as e:
            raise Exception(f"Error al leer el archivo CSV: {str(e)}")

    def show_graphs(self, data):
        # Abrir nueva ventana con gráficos
        if self.graph_window is not None:
            self.graph_window.close()

        self.graph_window = GraphWindow(data)
        self.graph_window.showMaximized()

if __name__ == "__main__":
    app = QApplication(sys.argv)

```

Código compilado en Qt designer de la ventana principal:

```
# -*- coding: utf-8 -*-

#####
## Form generated from reading UI file 'mainKPkEv.ui'
##
## Created by: Qt User Interface Compiler version 5.14.1
##
## WARNING! All changes made in this file will be lost when
## recompiling UI file!
#####

from PySide2.QtCore import (QCoreApplication, QMetaObject,
    QObject, QPoint,
    QRect, QSize, QUrl, Qt)
from PySide2.QtGui import (QBrush, QColor, QConicalGradient,
    QCursor, QFont,
    QFontDatabase, QIcon, QLinearGradient, QPalette, QPainter,
    QPixmap,
    QRadialGradient)
from PySide2.QtWidgets import *

class Ui_MainWindow(object):
    def setupUi(self, MainWindow):
        if MainWindow.objectName():
            MainWindow.setObjectName(u"MainWindow")
        MainWindow.setEnabled(True)
        MainWindow.resize(1941, 883)
        self.centralwidget = QWidget(MainWindow)
        self.centralwidget.setObjectName(u"centralwidget")
        self.groupBox = QGroupBox(self.centralwidget)
        self.groupBox.setObjectName(u"groupBox")
        self.groupBox.setGeometry(QRect(20, 60, 151, 121))
        self.b_sinc = QPushButton(self.groupBox)
        self.b_sinc.setObjectName(u"b_sinc")
        self.b_sinc.setEnabled(True)
        self.b_sinc.setGeometry(QRect(40, 40, 75, 23))
        self.b_desc = QPushButton(self.groupBox)
        self.b_desc.setObjectName(u"b_desc")
        self.b_desc.setEnabled(False)
        self.b_desc.setGeometry(QRect(40, 70, 75, 23))
        self.groupBox_2 = QGroupBox(self.centralwidget)
        self.groupBox_2.setObjectName(u"groupBox_2")
        self.groupBox_2.setGeometry(QRect(190, 60, 1721, 350))
        self.groupBox_4 = QGroupBox(self.groupBox_2)
        self.groupBox_4.setObjectName(u"groupBox_4")
        self.groupBox_4.setGeometry(QRect(10, 20, 561, 320))
        self.d1_plot = QWidget(self.groupBox_4)
        self.d1_plot.setObjectName(u"d1_plot")
        self.d1_plot.setGeometry(QRect(10, 20, 541, 290))
        self.groupBox_5 = QGroupBox(self.groupBox_2)
        self.groupBox_5.setObjectName(u"groupBox_5")
        self.groupBox_5.setGeometry(QRect(580, 20, 561, 320))

        self.d2_plot = QWidget(self.groupBox_5)
        self.d2_plot.setObjectName(u"d2_plot")
        self.d2_plot.setGeometry(QRect(10, 20, 541, 290))
        self.groupBox_6 = QGroupBox(self.groupBox_2)
        self.groupBox_6.setObjectName(u"groupBox_6")
        self.groupBox_6.setGeometry(QRect(1150, 20, 561, 320))
        self.d3_plot = QWidget(self.groupBox_6)
        self.d3_plot.setObjectName(u"d3_plot")
        self.d3_plot.setGeometry(QRect(10, 20, 541, 290))
        self.groupBox_3 = QGroupBox(self.centralwidget)
        self.groupBox_3.setObjectName(u"groupBox_3")
        self.groupBox_3.setGeometry(QRect(190, 480, 1721, 350))
        self.groupBox_7 = QGroupBox(self.groupBox_3)
        self.groupBox_7.setObjectName(u"groupBox_7")
        self.groupBox_7.setGeometry(QRect(10, 20, 561, 320))
        self.avr_plot = QWidget(self.groupBox_7)
        self.avr_plot.setObjectName(u"avr_plot")
        self.avr_plot.setGeometry(QRect(10, 20, 541, 290))
        self.groupBox_8 = QGroupBox(self.groupBox_3)
        self.groupBox_8.setObjectName(u"groupBox_8")
        self.groupBox_8.setGeometry(QRect(580, 20, 561, 320))
        self.avl_plot = QWidget(self.groupBox_8)
        self.avl_plot.setObjectName(u"avl_plot")
        self.avl_plot.setGeometry(QRect(10, 20, 541, 290))
        self.groupBox_9 = QGroupBox(self.groupBox_3)
        self.groupBox_9.setObjectName(u"groupBox_9")
        self.groupBox_9.setGeometry(QRect(1150, 20, 561, 320))
        self.avf_plot = QWidget(self.groupBox_9)
        self.avf_plot.setObjectName(u"avf_plot")
        self.avf_plot.setGeometry(QRect(10, 20, 541, 290))
        self.groupBox_12 = QGroupBox(self.centralwidget)
        self.groupBox_12.setObjectName(u"groupBox_12")
        self.groupBox_12.setGeometry(QRect(20, 240, 151, 121))
        self.b_guardar = QPushButton(self.groupBox_12)
        self.b_guardar.setObjectName(u"b_guardar")
        self.b_guardar.setEnabled(False)
        self.b_guardar.setGeometry(QRect(40, 40, 75, 23))
        self.b_detener = QPushButton(self.groupBox_12)
        self.b_detener.setObjectName(u"b_detener")
        self.b_detener.setEnabled(False)
        self.b_detener.setGeometry(QRect(40, 70, 75, 23))
        self.groupBox_13 = QGroupBox(self.centralwidget)
        self.groupBox_13.setObjectName(u"groupBox_13")
        self.groupBox_13.setGeometry(QRect(20, 420, 151, 121))
        self.b_abrir = QPushButton(self.groupBox_13)
        self.b_abrir.setObjectName(u"b_abrir")
        self.b_abrir.setEnabled(True)
        self.b_abrir.setGeometry(QRect(40, 40, 75, 23))
        MainWindow.setCentralWidget(self.centralwidget)
        self.menubar = QMenuBar(MainWindow)
        self.menubar.setObjectName(u"menubar")
        self.menubar.setGeometry(QRect(0, 0, 1941, 21))
        MainWindow.setMenuBar(self.menubar)
        self.statusbar = QStatusBar(MainWindow)
        self.statusbar.setObjectName(u"statusbar")
        MainWindow.setStatusBar(self.statusbar)
```


Código compilado en Qt designer de la ventana de emparejamiento Bluetooth:

```
# -*- coding: utf-8 -*-

#####
## Form generated from reading UI file 'b_dialogXWyEzu.ui'
##
## Created by: Qt User Interface Compiler version 5.14.1
##
## WARNING! All changes made in this file will be lost when
## recompiling UI file!
#####

from PySide2.QtCore import (QCoreApplication, QMetaObject,
    QObject, QPoint,
    QRect, QSize, QUrl, Qt)
from PySide2.QtGui import (QBrush, QColor, QConicalGradient,
    QCursor, QFont,
    QFontDatabase, QIcon, QLinearGradient, QPalette, QPainter,
    QPixmap,
    QRadialGradient)
from PySide2.QtWidgets import *

class Ui_b_dialog(object):
    def setupUi(self, b_dialog):
        if b_dialog.objectName():
            b_dialog.setObjectName(u"b_dialog")
        b_dialog.resize(400, 169)
        self.b_exit = QDialogButtonBox(b_dialog)
        self.b_exit.setObjectName(u"b_exit")
        self.b_exit.setGeometry(QRect(290, 20, 81, 241))
        self.b_exit.setOrientation(Qt.Vertical)
        self.b_exit.setStandardButtons(QDialogButtonBox.Cancel|QDialogButtonBox.Ok)
        self.b_box = QComboBox(b_dialog)
        self.b_box.setObjectName(u"b_box")
        self.b_box.setGeometry(QRect(30, 90, 151, 22))
        self.label = QLabel(b_dialog)
        self.label.setObjectName(u"label")
        self.label.setGeometry(QRect(30, 50, 131, 31))
        self.b_buscar = QPushButton(b_dialog)
        self.b_buscar.setObjectName(u"b_buscar")
        self.b_buscar.setGeometry(QRect(30, 20, 75, 23))

        self.retranslateUi(b_dialog)
        self.b_exit.accepted.connect(b_dialog.accept)
        self.b_exit.rejected.connect(b_dialog.reject)

    QMetaObject.connectSlotsByName(b_dialog)
    # setupUi

    def retranslateUi(self, b_dialog):
        b_dialog.setWindowTitle(QCoreApplication.translate("b_dialog",
            u"Dialog", None))
```