

ELECTROCARDIOGRAFO ANALÓGICO DE UNA DERIVACIÓN. GRUPO BIOCARDING

Juan Sebastián Guerrero Peña
Universidad Industrial de Santander
Bucaramanga, Colombia
juan2190435@correo.uis.edu.co

Rafael Santiago Suárez Gil
Universidad Industrial de Santander
Bucaramanga, Colombia
rafael2190433@correo.uis.edu.co

Daniel Augusto García Gomez
Universidad Industrial de Santander
Bucaramanga, Colombia
daniel2190436@correo.uis.edu.co

I. INTRODUCCIÓN

El monitoreo y análisis de señales electrocardiográficas (ECG) han adquirido una creciente importancia en el campo de la salud y la medicina en los últimos años. Estas señales proporcionan información valiosa sobre el funcionamiento del corazón y permiten detectar y diagnosticar una amplia gama de condiciones cardiovasculares. Con el objetivo de mejorar el acceso y la portabilidad de los dispositivos de monitoreo cardíaco, se ha emprendido un proyecto enfocado en el diseño y montaje de un electrocardiógrafo de una derivación.

Este trabajo, tiene como objetivo desarrollar un electrocardiógrafo de bajo costo y fácil uso capaz de adquirir, amplificar y procesar señales ECG. El sistema incorpora diversos componentes, incluyendo un amplificador de instrumentación, filtros pasa bajos y pasa altos, un amplificador de ganancia y un circuito de desplazamiento de voltaje. Estos componentes se integran para garantizar una adquisición precisa de señales y reducir la interferencia de ruido durante el proceso de medición.

Además, se ha desarrollado una aplicación para visualizar y analizar las señales ECG adquiridas en tiempo real.

Mediante la implementación de este electrocardiógrafo portátil, el grupo "Biocarding" busca contribuir al avance de la tecnología de monitoreo cardiovascular, con el potencial de mejorar la accesibilidad a la atención médica y promover la detección temprana de anomalías cardíacas. Las secciones siguientes de este documento presentan la metodología de diseño, la configuración experimental, los resultados obtenidos y la discusión, ofreciendo una visión completa de los resultados del proyecto.

II. METODOLOGÍA

1. Definición de requisitos y especificaciones:

Para esta etapa del proyecto, se utilizaron las especificaciones establecidas en la norma internacional ISO 60601-2-47:2012 para como referencia. Estas especificaciones incluyen:

- Ganancia: Se estableció una ganancia de 1000V/V.
- Frecuencias de corte: Se configuraron filtros pasa altas y pasa bajas con frecuencias de corte de 0.5Hz y 40Hz, respectivamente.
- Rango dinámico de entrada de $\pm 2.5\text{mV}$.
- Offset DC de $\pm 200\text{mV}$.

- CMRR (Common Mode Rejection Ratio) mayor a 90dB (a 60Hz).

- Incluir circuito de protección de pierna derecha.

Adicionalmente se tuvo que sumar 2.5V DC a la señal de salida para que la señal pudiera ser captada correctamente por una tarjeta de adquisición de datos (en este caso un Arduino uno).

2. Diseño del circuito: El diseño del circuito se realizó con base en las especificaciones definidas anteriormente, llegando al esquemático mostrado en la figura 1

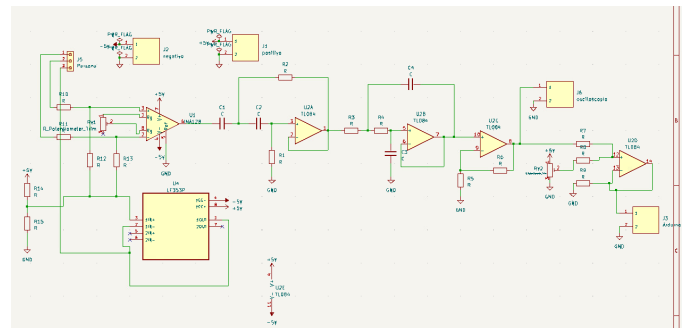


Fig. 1. Esquemático general del circuito

A continuación se explicará a detalle cada una de las etapas del circuito.

• Pre-amplificación

Para la etapa de preamplificación se hizo uso del amplificador de instrumentación INA128, este integrado permite amplificar señales diferenciales muy pequeñas, como es el caso de las señales eléctricas del cuerpo humano.

Para cumplir con las especificaciones se definió una ganancia de 40 [V/V] para la etapa de pre-amplificación, por lo que la resistencia entre los pines 1 y 8 se estableció con un trimmer en 1282 Ω de acuerdo a la expresión de ganancia indicada por el fabricante [1]:

$$\text{ganancia} = 1 + \frac{50000}{R}$$

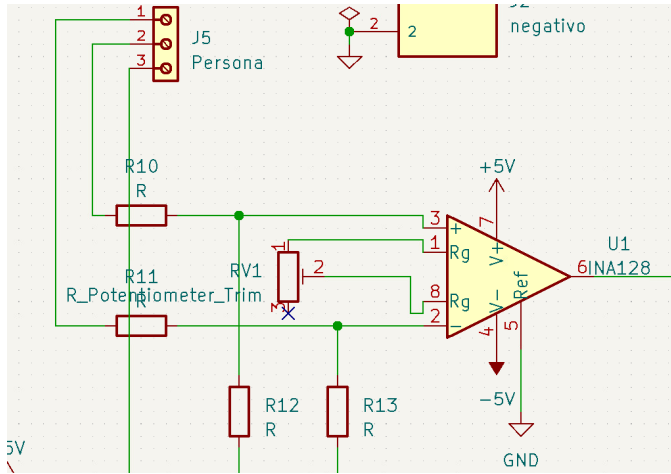


Fig. 2. Pre-amplificación INA128

• Filtrado de frecuencias

Para el diseño del filtro pasa bajas con frecuencia de corte 40Hz y el filtro pasa altas con frecuencia de corte 0.5Hz se utilizaron filtros activos de segundo orden y ganancia unitaria con configuración Sallen-Key.

Con ayuda del programa FilterPro de Texas Instruments se obtuvieron los valores de los componentes pasivos del filtro y se usó el integrado TL084 para su implementación. Para el filtro pasa altas se usaron dos resistencias, una de 47k[Ω] conectada a GND, otra de 22k[Ω] y dos capacitores de 10[μF]. Para el filtro para bajas se usaron dos resistencias de 2.8k[Ω] y dos capacitores, uno de 1[μF] y otro de 2.2[μF].

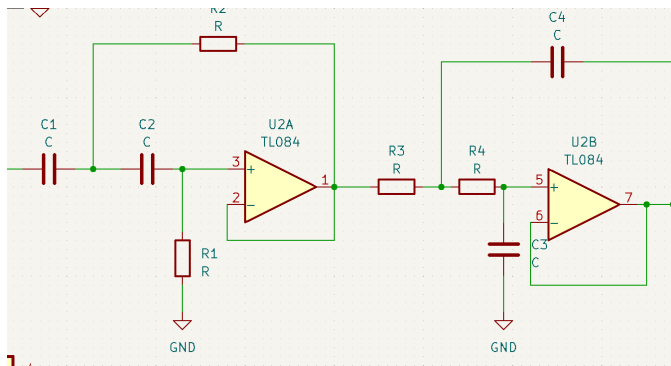


Fig. 3. Filtros activos

• Amplificación

Para esta etapa se diseñó un amplificador no inversor de ganancia 51[V/V] (aproximadamente 50[V/V]) para cumplir con la ganancia de 1000[V/V] a la salida del arduino, para implementar este amplificador se hizo uso del integrado TL084 y dos resistencias, una de 100k[Ω] (correspondiente a la resistencia R6 de la figura 4) y una de 2k[Ω] (correspondiente a la resistencia R5 de la figura 4)

$$V_{out} = 1 + \frac{R_6}{R_5}$$

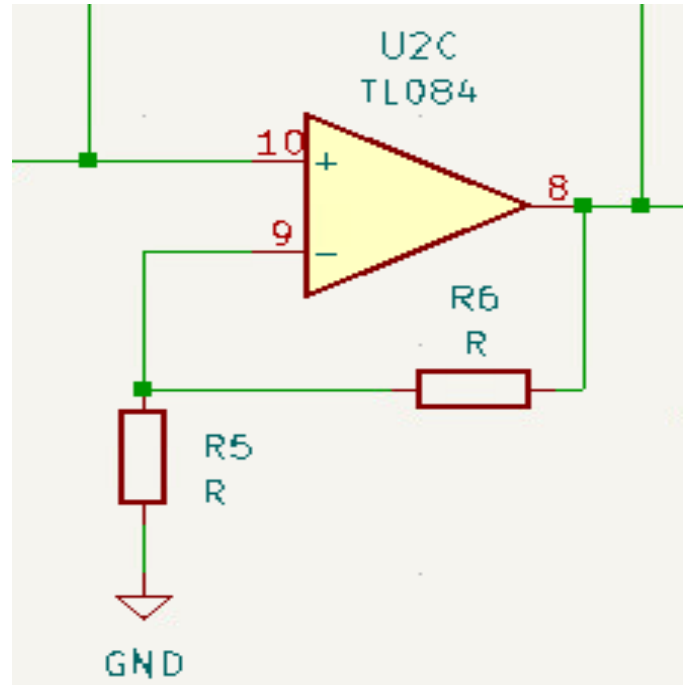


Fig. 4. Amplificación

• Sumador

Esta etapa se diseñó con el fin de añadir un offset de 2.5V a la señal medida, amplificada y filtrada posteriormente para cumplir con el requisito del aplicativo para visualizar la señal en el programa. Para el diseño se utilizaron 2 resistencias iguales de 2k[Ω] (R7, R6), una resistencia conectada a GND de 100k[Ω] (R9) con el fin de disminuir el paso de corriente y una retroalimentación completa con $R_f=0[Ω]$

$$V_o = \frac{V_{in}}{2} + 2.5$$

Debido a que esta configuración atenúa la señal a la mitad se tuvo que poner una ganancia de 40[V/V] en la etapa de pre-amplificación.

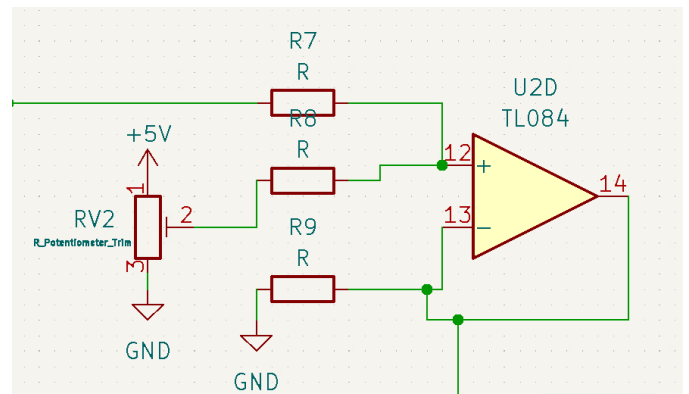


Fig. 5. Circuito Sumador

• Pierna derecha

El circuito protector de pierna derecha es para proteger

al paciente de la posibilidad de sufrir descargas eléctricas peligrosas durante el proceso de medición. este se utiliza para establecer un punto de referencia de voltaje estable en el sistema de medición del ECG. Conecta la pierna derecha del paciente a tierra para evitar que las señales de interferencia, como el ruido eléctrico de la red eléctrica o los movimientos del paciente, afecten la precisión de las mediciones del ECG.

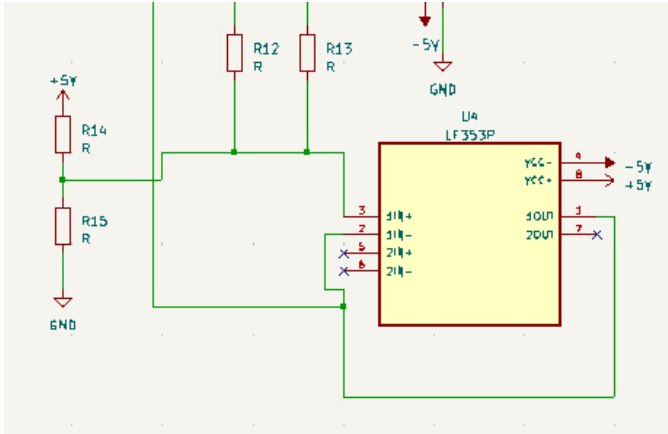


Fig. 6. Circuito de protección de pierna derecha

3. Montaje del prototipo:

Se procedió al diseño y montaje del circuito en una PCB de dos capas, siguiendo las conexiones definidas en el diseño del circuito.

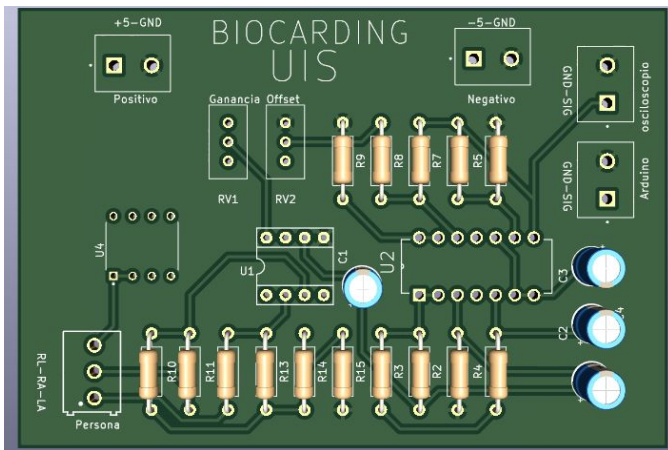


Fig. 7. Modelo 3D del diseño de la PCB

Se intentó ubicar los componentes de tal forma que las pistas fueran de la menor longitud posible, a demás se ubicaron planos de GND, +5V y -5V para evitar al máximo las pérdidas.

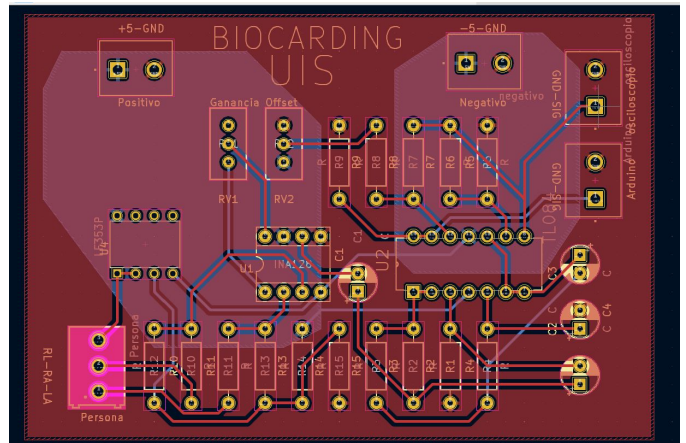


Fig. 8. Plano 2D del diseño de las dos capas de la PCB

Por falta de experiencia se ubicaron la mayoría de pistas en la capa superior, lo que dificultó bastante el proceso de soldadura.

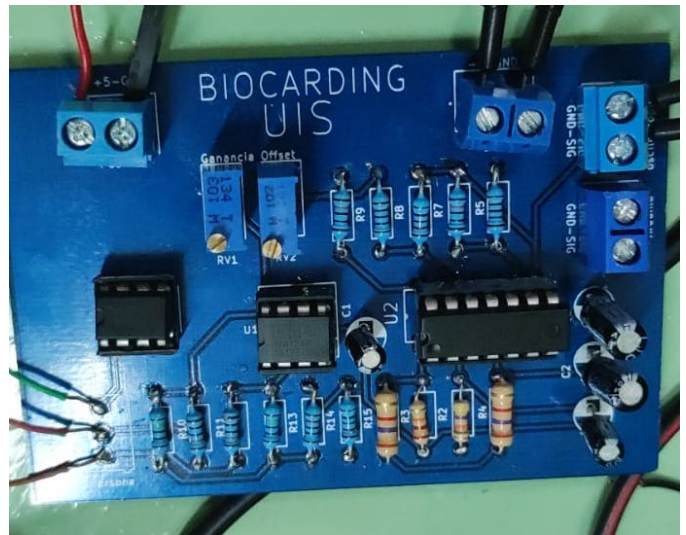


Fig. 9. PCB con los componentes soldados

4. Calibración y pruebas preliminares:

Se realizaron pruebas utilizando una fuente sinusoidal de 500mV a 20Hz para verificar el funcionamiento de cada etapa del circuito. Además, se verificó que la señal final estuviera dentro de los rangos deseados y con una ganancia adecuada para su correcta lectura. Se llevaron a cabo ajustes de ganancia tanto en el INA como en el amplificador con ganancia de 50 para lograr la calibración adecuada.

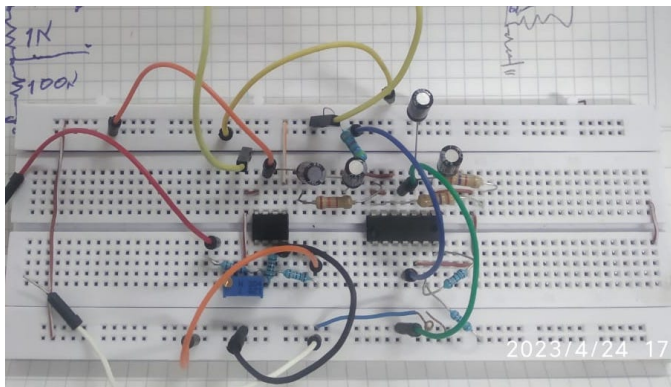


Fig. 10. Circuito para pruebas y calibración

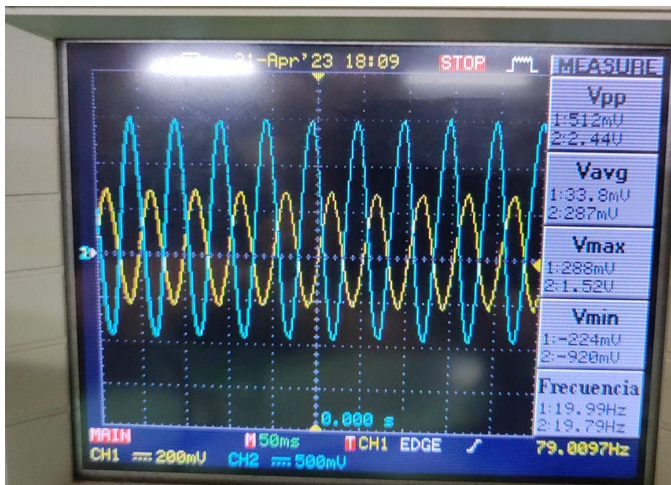


Fig. 11. Prueba de ganancia final del circuito

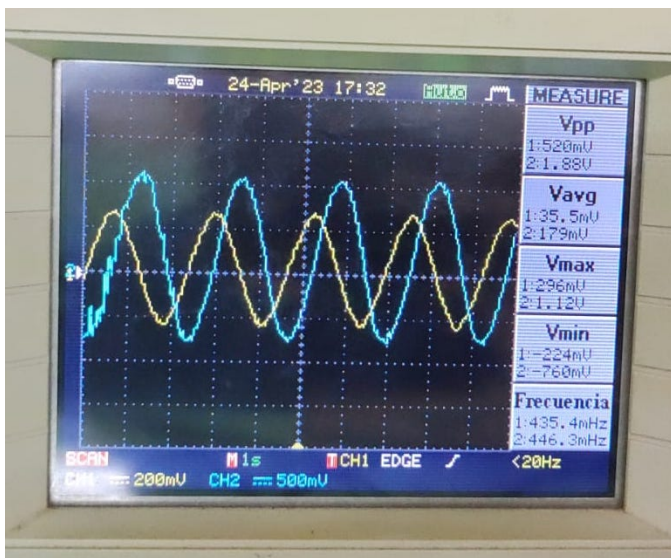


Fig. 12. Salida circuito a la frecuencia de corte pasa altas

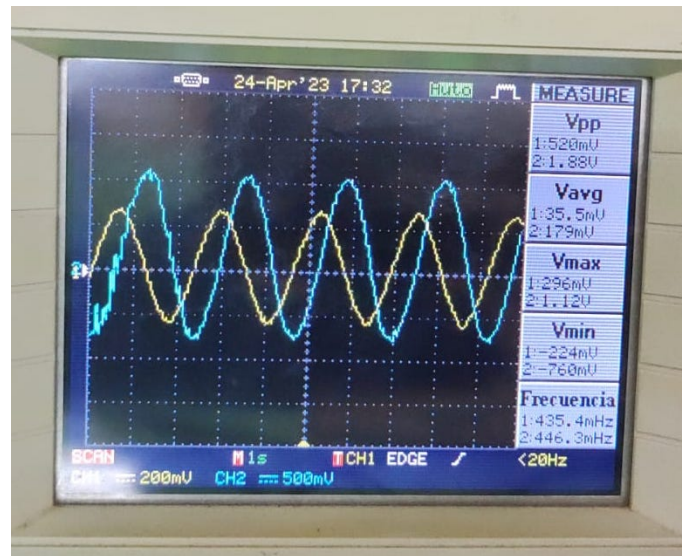


Fig. 13. Salida circuito a la frecuencia de corte pasa bajas

La ganancia total del circuito y las ganancias en las frecuencias de corte se adecuaron para cumplir con las especificaciones.

5. Desarrollo del software de registro señal ECG en computador:

Nota: Todos los programas están disponibles en github [[2]]

Primero se creó un programa que permitiera leer los datos mediante una de las entradas analógicas del arduino, esta programación se hace en C++, este código es bastante sencillo por las facilidades que tiene a arduino

Basados en el vídeo tutorial de [3], Se desarrolló un programa utilizando el lenguaje Python para visualizar la señal capturada por el circuito en el computador. Este script permitió leer los datos que está enviando el arduino al computador, y representarlos gráficamente como se muestra en la figura [14].

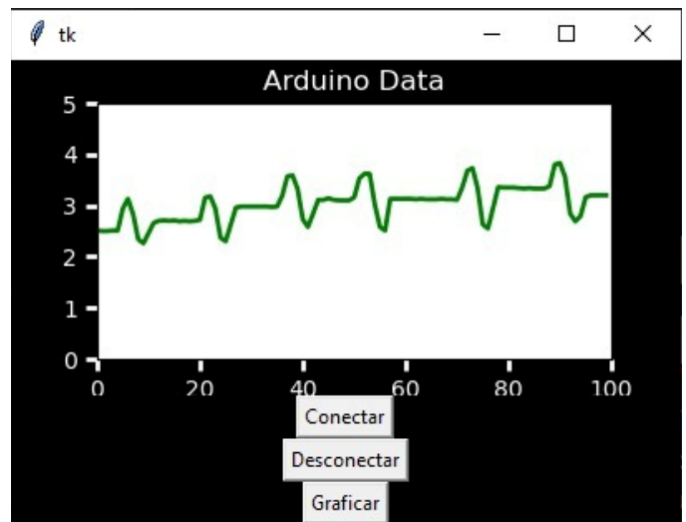


Fig. 14. Señal vista en el computador

III. RESULTADOS

En relación a los resultados experimentales, se identificaron dificultades en el funcionamiento del circuito debido a problemas en la PCB. A pesar de estos contratiempos, es importante destacar que se logró avanzar en la construcción del circuito y realizar las pruebas experimentales en protoboard, obteniendo los siguientes resultados.

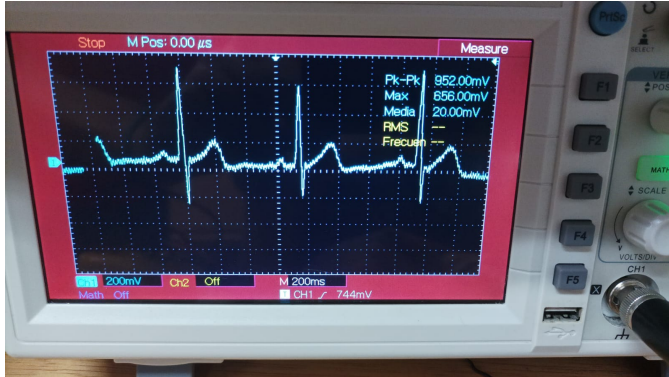


Fig. 15. Señal de derivación I obtenida con el circuito en protoboard



Fig. 16. Señal de derivación II obtenida con el circuito en protoboard



Fig. 17. Señal de derivación III obtenida con el circuito en protoboard

Aunque el circuito no funcionó según lo esperado, esta experiencia ha brindado valiosas lecciones y oportunidades de aprendizaje. Como equipo, nos comprometemos a investigar y resolver el problema identificado en la PCB para asegurar el correcto funcionamiento en la siguiente etapa del proyecto. Reconocemos que la investigación y el desarrollo de proyectos a menudo presentan desafíos, y estamos decididos a seguir trabajando y mejorando para lograr nuestros objetivos.

IV. CONCLUSIONES

- El montaje del prototipo en una PCB de dos capas facilitó la integración de los componentes y la minimización de interferencias y ruidos.
- La etapa de calibración y pruebas preliminares fue fundamental para verificar el correcto desempeño de cada componente del sistema y garantizar mediciones dentro de los rangos deseados.
- El desarrollo del aplicativo utilizando Arduino para visualizar la señal ECG brindó una interfaz amigable y accesible para el usuario, facilitando la interpretación y análisis de los datos obtenidos.
- El uso de programas de diseño y simulación demostró ser una estrategia efectiva para seleccionar los componentes y valores adecuados, asegurando el filtrado y amplificación adecuada de las señales ECG.

REFERENCES

- [1] Precision, low power instrumentation amplifiers ina128 ina129. BURR-BROWN. [Online]. Available: <https://pdf1.alldatasheet.com/datasheet-pdf/view/56683/BURR-BROWN/INA128.html>
- [2] S. Guerrero, "Biocarding," 05 2023. [Online]. Available: <https://github.com/Konat23/Biocarding>
- [3] M. Efren. Interfaz gráfica en python enviar y recibir datos analógicos de arduino. Youtube. [Online]. Available: <https://youtu.be/DJY9TFxrYbM>