

DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN SISTEMA DE ADQUISICIÓN DE SEÑALES ELECTROCARDIOGRÁFICAS

DESIGN AND CONSTRUCTION OF AN ELECTROCARDIOGRAPHIC SIGNAL ACQUISITION SYSTEM

Carlos Francisco Ayala Méndez

Universidad Autónoma Metropolitana, unidad Azcapotzalco, México
al2193044032@azc.uam.mx

Juan Jesús Ocampo Hidalgo

Universidad Autónoma Metropolitana, unidad Azcapotzalco, México
jjoh@azc.uam.mx

Javier Alducin Castillo

Universidad Autónoma Metropolitana, unidad Azcapotzalco, México
jac@azc.uam.mx

Iván Vázquez Álvarez

Universidad Autónoma Metropolitana, unidad Azcapotzalco, México
iva@azc.uam.mx

Recepción: 11/diciembre/2025

Aceptación: 28/diciembre/2025

Resumen

La adquisición adecuada de señales electrofisiológicas, que tienen como su origen el cuerpo humano, conlleva una serie de obstáculos que deben ser resueltos para convertir dicha señal en información útil y adecuada para diversos propósitos: diagnóstico, investigación y creación de sistemas de monitoreo. Existen una gran diversidad de sistemas de adquisición de señales electrocardiográficas (ECG), sin embargo, la mayoría es implementado empleando componentes comerciales. Este trabajo se enfocó en el diseño y construcción un sistema de adquisición de señales electrocardiográficas (ECG) usando un convertidor analógico-digital Sigma Delta de segundo orden de diseño propio. Lo anterior, permite abatir costos, además de controlar de mejor forma las características de salida de la señal de ECG para su uso posterior. Se evaluó el desempeño de cada etapa del sistema, obteniendo una relación señal a ruido (SNR) de 40.72 dB lo que permite mantener las características temporales y en frecuencia de la señal de ECG.

Palabras Clave: Acondicionamiento de señal, convertidor Sigma-Delta, electrocardiograma (ECG), filtrado digital, SNR.

Abstract

The acquisition of high-fidelity electrophysiological signals from the human body presents significant challenges that must be addressed to render them suitable for critical applications such as medical diagnosis, scientific research, and the development of monitoring systems. While a wide array of electrocardiographic (ECG) acquisition systems exists, the majority are implemented using commercial, off-the-shelf components. This work, therefore, focuses on the design and construction of an ECG system centered on a custom-designed, second-order Sigma-Delta analog-to-digital converter. This approach resulted in a substantial reduction in cost and provided greater control over the output signal characteristics for subsequent processing stages. The performance of each stage of the system was rigorously evaluated, yielding a signal-to-noise ratio (SNR) of 40.72 dB. This SNR value confirms the system's capability to accurately preserve the temporal and frequency characteristics of the original ECG signal.

Keywords: Digital filtering, electrocardiogram (ECG), Sigma-Delta converter, signal conditioning, SNR.

1. Introducción

Un sistema de adquisición de señales es un conjunto de elementos utilizados para capturar, analizar o almacenar información proveniente de algún fenómeno [Vidal, 2005]. En particular, dentro de las variables biológicas, existen los denominados biopotenciales, que son señales bioeléctricas producidas por la actividad eléctrica de ciertas células, como las señales Electrocardiográficas (ECG), Electroencefalográficas (EEG), Electromiográficas (EMG), entre otras. Estas señales son generadas por células específicas que producen actividad eléctrica como parte de su funcionamiento. El estudio de dichos biopotenciales tiene diversas aplicaciones, como el diagnóstico médico, la rehabilitación y la interacción humano-computadora [Tresguerres, 2005]. Las señales de ECG se originan a partir del

fenómeno eléctrico generado por la actividad del músculo cardíaco, debido a la despolarización y repolarización eléctrica de las diferentes cámaras contráctiles del corazón [Manriquez, 2023], y presentan diferentes oscilaciones, segmentos, ondas e intervalos que ocurren a frecuencia regular [Dugarte, 2007].

En la actualidad, la adquisición de señales de ECG ha tomado mayor relevancia para la producción de una diversidad de dispositivos que sean capaces de entregar información en tiempo real de las condiciones cardíacas de las personas. Por ello existen diversos trabajos de sistemas de adquisición de señales de ECG, entre los que destacan los siguientes.

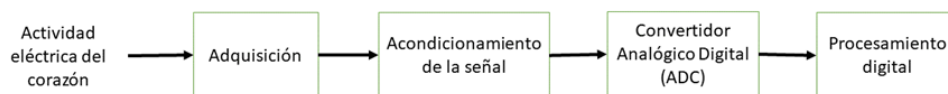
En [Ochoa, 2010] diseñan e implementan un sistema de adquisición con etapas de amplificación y filtrado analógico, utilizando un microcontrolador 9S12DT256 para la etapa de digitalización. Posteriormente, se vincula con MATLAB para realizar el filtrado digital. Esta última herramienta de software es usada también en [Cardona, 2010], en conjunto con una tarjeta de National Instruments USB-6215, la cual adquiere la señal de ECG y presenta herramientas de procesamiento, sin embargo, esta tarjeta es comercial y requiere de software adicional para su uso con MATLAB. También en [Álvarez, 2011], se desarrolla el acondicionamiento, almacenamiento y visualización de la señal ECG, usando un circuito integrado INA 129P para la amplificación de la señal, un PIC 16F877A para realizar la conversión analógico-digital y el procesamiento digital, posteriormente hace uso de MATLAB en su última etapa de recuperación. Otro trabajo donde se emplea un microcontrolador ATMEGA328 es [Hernández, 2025], junto con un módulo monitor de pulso cardíaco AD8232 con el objetivo de lograr una estructura portátil y fácil de usar. A través de la plataforma ARDUINO, realizaron el código necesario. Sin embargo, no tiene un almacenamiento permanente y presenta limitantes ya que no se proporcionan métricas de rendimiento del dispositivo y no se indica la SNR obtenida. En otro trabajo, se usa un electrocardiógrafo de propósito general, el CI AD8232, en conjunto con una tarjeta de sonido común de una computadora personal y el software Adobe Audition para el filtrado de la señal [Jalomo, 2018]. Si bien, logran realizar un equipo de bajo costo al usar componentes de propósito general, sus resultados muestran una gran cantidad de ruido.

Los diversos enfoques revisados, muestran el uso de MATLAB como herramienta necesaria para la recuperación y visualización de la señal de ECG obtenida, esto dificulta la realización de sistemas independientes, económicos y de fácil uso, ya que se requiere de una licencia de dicha herramienta computacional. Adicionalmente, el uso de sistemas de propósito general no garantiza un acondicionamiento y procesamiento adecuado de la señal de ECG, ya que se requieren condiciones para su muestreo, acondicionamiento y filtrado óptimos para la conservación de las características temporales y en frecuencia de la señal ECG. El registro de señales ECG permite al personal médico evaluar visualmente el funcionamiento del corazón. Estas señales presentan un bajo voltaje, por lo que son susceptibles de ruido, por ello es necesario un sistema que permita la adquisición y visualización que preserve las características típicas del ECG y al mismo tiempo facilite la interacción entre un sistema electrónico y el usuario.

En este trabajo se propone el diseño y construcción de un sistema para la obtención y registro de señales de ECG usando un convertidor analógico-digital $\Sigma\Delta$, diseñado a la medida. Esto permite optimizar el procesamiento de las señales con circuitos especializados que permitan obtener un sistema portátil, de bajo costo y optimizado.

2. Métodos

El trabajo realizado, se dividió en cuatro etapas principales, la Figura 1 muestra un diagrama de flujo con dichas etapas.



Fuente: elaboración propia

Figura 1 Diagrama de flujo de las etapas que consiste el trabajo realizado.

Adquisición

Para el desarrollo del sistema, inicialmente se utilizó un generador de funciones Tektronix AFG1022, se generó la señal de ECG con un máximo de $2 mV_{pp}$. Una vez que el sistema produjo resultados satisfactorios, se adquirió la señal de una persona voluntaria a través de electrodos de superficie, desechables de Ag/AG/Cl marca

Telectrode, con hidrogel. Se usó un gel conductor neutro marca *GOB* para mejorar la conductividad entre la piel y los electrodos. También se utilizó un cable de ECG genérico tipo Jack de 3.5 mm, para mejorar la conexión entre el circuito del sistema y los electrodos. La conexión de los electrodos se realizó utilizando el triángulo de Einthoven; la Tabla 1 especifica la derivación y la colocación del electrodo.

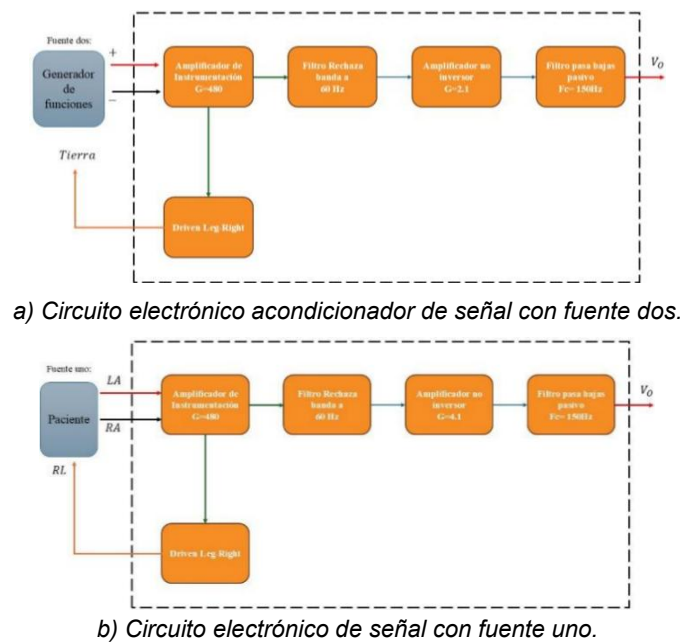
Tabla 1 Colocación de terminales de los electrodos según la derivación.

Derivación	Terminal del electrodo	
	Positivo	Negativo
D1	Brazo Derecho	Brazo Izquierdo
D2	Pierna Izquierda	Brazo Izquierdo
D3	Pierna Izquierda	Brazo Derecho

Fuente: elaboración propia

Acondicionamiento de la señal

Para esta etapa, se realizó un circuito acondicionador que permitió amplificar y acondicionar la señal proveniente de la fuente y de los electrodos. En la Figura 2, se muestran las etapas que componen el diseño y construcción del circuito acondicionador propuesto, usando al paciente como fuente de señal y un generador de funciones como fuente de señal.

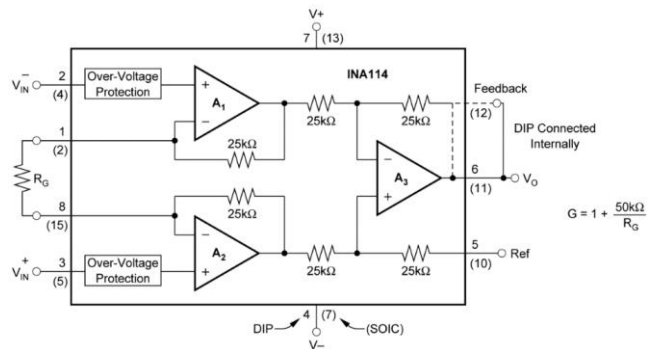


Fuente: elaboración propia

Figura 2 Diagrama a bloques del circuito acondicionador de señal propuesto.

Se utilizó una fuente de voltaje Keithley 2231A-30-3 para alimentar cada bloque del circuito con un voltaje de $\pm 5 V$.

El primer bloque es un amplificador de instrumentación, se uso el CI INA114. Este circuito es de propósito general de bajo costo y cuenta con tres OPAMPS, dos protecciones contra sobrevoltaje, resistencias internas de $25 k\Omega$ y una resistencia R_G para la modificación de la ganancia G que puede ir de 1 a 10,000, Figura 3.

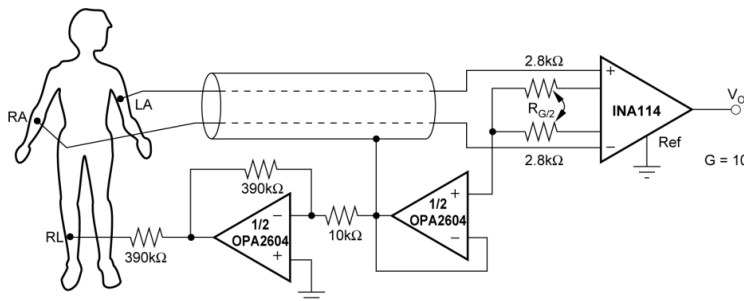


Fuente: [Trump, 2017]

Figura 3 Esquemático del CI INA114.

La ganancia G , puede calcularse usando la Ecuación 1. Se eligió una ganancia $G \approx 481$, el valor usado de $R_G = 104 \Omega$, lo que brinda, según el fabricante, un valor típico de $CMRR \approx 120 dB$. Adicionalmente, al CI INA114, se usó para un circuito DRL (Figura 4). El fabricante sugiere una configuración, la cual se implementó en este trabajo usando un CI LM358, una $R_{G/2} = 52 \Omega$, que al no ser una resistencia comercial se usó una configuración de dos resistencias en serie ($51 \Omega + 1 \Omega$).

$$G = 1 + \frac{50 k\Omega}{R_G} \quad (1)$$



Fuente: [Trump, 2017]

Figura 4 Configuración del circuito DRL usando el CI INA114.

El segundo bloque consta de un filtro rechaza banda para atenuar la frecuencia de 60Hz . Para su implementación se usó un CI TL071, con una $R = 6.8\text{ M}\Omega$, un valor de $C = 390.08\text{ pF}$, $R_3 = 3.4\text{ M}\Omega$ y $C_3 = 780\text{ pF}$. Para el valor de R_3 , al no ser un valor comercial, se usó un arreglo de resistencias en paralelo, de igual manera para C_3 , se usó un arreglo de capacitores en paralelo. Como parte de la propuesta de diseño, se agregó un OPAMP en configuración seguidor, para desacoplar las impedancias de las demás resistencias de los bloques del circuito. Una vez diseñado, se realizó y evaluó la simulación en la herramienta *LTSPICE*, la respuesta en frecuencia simulada de dicho filtro se comparó con la obtenida experimentalmente, verificando que se cumpliera con las necesidades del sistema. Posteriormente, se continuó con las siguientes etapas del diseño.

El tercer bloque, formado por un amplificador no inversor constó de un CI TL071, donde se usaron dos ganancias diferentes, $G_1 = 1.2$ y $G_2 = 6.0$ el primer valor se ajustó para el caso de señales ECG provenientes del generador; la segunda ganancia se usó cuando la fuente de señal era el sujeto de pruebas. Los valores de resistencias para lograr la G_1 se fijaron a $R_2 = 10\text{ k}\Omega$ y $R_1 = 43\text{ k}\Omega$. Para conseguir G_2 las resistencias se fijaron a $R_2 = 10\text{ k}\Omega$ y $R_1 = 2\text{ k}\Omega$. Para el proceso final, se implementó un filtro pasabajas de tipo pasivo, de segundo orden, con una $F_c = 150\text{ Hz}$ y con un factor $Q = 0.4$, para lo cual se usó un capacitor $C_2 = 100\text{ nF}$, $C_1 = 277\text{ nF}$, $R_1 = 2.2\text{ k}\Omega$, $R_2 = 4\text{ k}\Omega$ (para obtener de manera práctica estos valores, se realizaron arreglos de resistencias y capacitores). El filtro diseñado, se realizó y evaluó por medio de simulación con la herramienta *LTSPICE*, la respuesta en frecuencia del filtro obtenida por simulación se comparó con los datos experimentales. Adicionalmente, los OPAMPS suelen tener un voltaje de offset a CD, para minimizarlo se colocó un acoplador capacitivo de $10\mu\text{F}$ entre el bloque del amplificador no inversor y el filtro pasabajas.

Convertidor analógico-digital

En esta etapa, se construyó un convertidor analógico-digital basado en un modulador $\Sigma\Delta$ de segundo orden diseñado y fabricado a la medida. Dicho circuito ha mostrado su estabilidad, eficacia y rendimiento en [Ocampo, 2016], [Ocampo,

2022]. Para alimentar la señal de reloj, se usó un generador de funciones Rigol-DG1022. El desempeño de dicho circuito se caracterizó usando MATLAB/OCTAVE para obtener la respuesta en frecuencia y el cálculo de la SNR para distintas frecuencias de reloj y amplitudes de señal. Se realizaron dos implementaciones en placas de circuito impreso (PCBs) usando la herramienta EasyEda. La primera PCB se usó en pruebas con el generador de funciones como fuente de señal y la segunda para el registro de ECG en pruebas reales sobre un sujeto de prueba.

Procesamiento digital

Para la última etapa del trabajo, se usó un cable Logic Probe de 16 canales digitales P6316 Tektronix, a fin de realizar capturas directas de la señal de salida digital proporcionada por el modulador $\Sigma\Delta$. En esta prueba se usó el osciloscopio MSO 2002B, con el cual se almacenó la información en una memoria USB.

A los datos exportados, se les aplicó un filtro de diezmo en MATLAB/OCTAVE. Se tuvieron tres opciones implementadas usando las siguientes funciones:

- *Decimate* con un filtro Chebyshev tipo I.
- *Decimate* con un filtro FIR de orden 300.
- *Butter* para generar un filtro Butterworth de segundo orden.

Posteriormente, se realizó la evaluación de cada filtro para investigar cual brinda el mejor rendimiento. Los tres filtros digitales se aplicaron a la respuesta del modulador $\Sigma\Delta$ usando ambas fuentes de señal: generador de funciones y sujeto de prueba. La señal de salida del convertidor A/D $\Sigma\Delta$ se analizó en el dominio de la frecuencia, obteniendo el Espectro de Densidad de Potencia (PSD, Power Spectral Density) con ambas fuentes de señal. Este análisis, permite evaluar si se mantienen las características en frecuencia de la señal ECG digitalizada.

3. Resultados

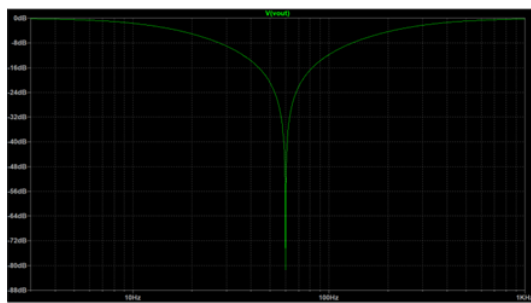
Se identificaron las posiciones idóneas de los electrodos para registrar el ECG en el sujeto de pruebas (Figura 5), midiendo la impedancia aplicando gel conductor, asegurando así que esta fuera menor que $5\text{ k}\Omega$ en el punto de contacto.



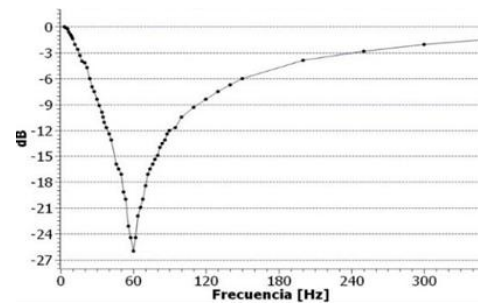
Fuente: elaboración propia

Figura 5 Ubicación de los electrodos en el sujeto de pruebas para el registro del ECG.

Para el circuito acondicionador, se obtuvieron las curvas características de la respuesta en frecuencia del filtro rechaza bandas a 60 Hz, simuladas y experimentales (Figura 6), la simulación indica una atenuación de -80 dB, mientras que los datos experimentales muestran una atenuación de -26 dB.



a) Respuesta en frecuencia simulada.

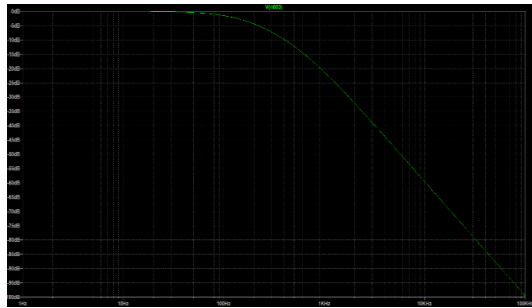


b) Respuesta en frecuencia experimental.

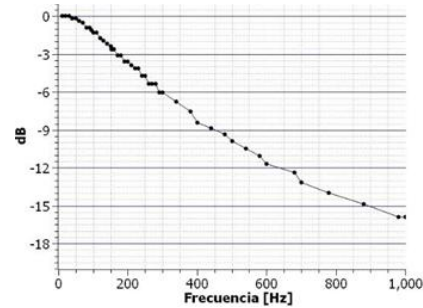
Fuente: elaboración propia

Figura 6 Respuesta en frecuencia del filtro rechaza banda.

En la Figura 7, se muestra la respuesta en frecuencia del filtro pasabajos pasivo con una frecuencia de corte de 150 Hz, simulada y experimental donde se llega a una atenuación de -60 dB alrededor de los 10 kHz y sigue atenuándose hasta llegar a los -100 dB cercanos a los 100 kHz, lo cual cumple con las necesidades para atenuar componentes mayores a la frecuencia de Nyquist (31.25 kHz). También se diseñaron y enviaron a fabricar las placas PCBs (dos placas, dos fuentes de señal). Una vez recibidas las placas, se soldó cada uno de los componentes (Figura 8). En la Tabla 2, se muestran los resultados obtenidos de la caracterización del convertidor $\Sigma\Delta$, especificando las amplitudes a la frecuencia establecida, así como la frecuencia de muestreo utilizada en cada caso y la relación señal a ruido obtenida.



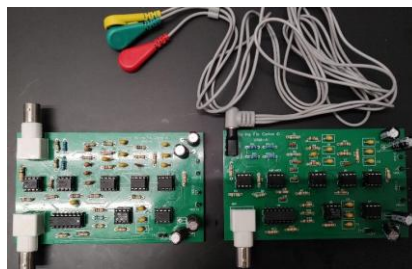
a) Respuesta en frecuencia simulada.



b) Respuesta en frecuencia experimental.

Fuente: elaboración propia

Figura 7 Respuesta en frecuencia del filtro rechaza banda.



a) Generador de funciones. b) ECG sujeto de prueba.

Fuente: elaboración propia

Figura 8 Placas de los circuitos para las dos fuentes de señal.

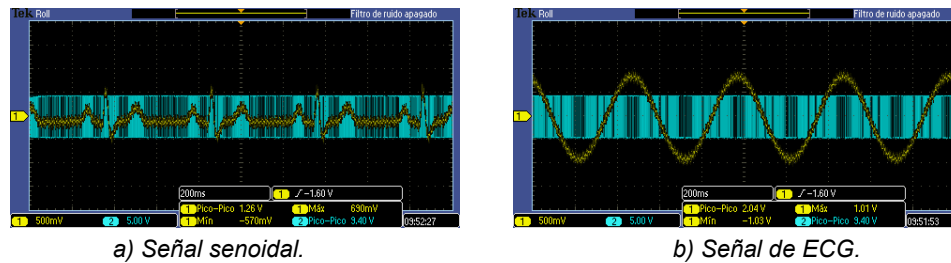
Tabla 2 Resultado de la caracterización experimental del convertidor AD $\Sigma\Delta$.

Características de la señal de entrada			Frecuencia de muestreo [kHz]	SNR [dB]
Frecuencia [Hz]	Amplitud [Vp]	Amplitud relativa [dB]		
41.66	5	0	62.5	36.52
	4.456	-1		38.32
	3.971	-2		38.60
	3.154	-3		40.72
	5	0	125	35.94
	4.456	-1		38.31
	3.971	-2		38.80
	3.154	-3		38.57
	5	0	313	33.92
	4.456	-1		35.19
	3.971	-2		35.54
	3.154	-3		35.63

Fuente: elaboración propia

Adicionalmente, se puede observar que la frecuencia adecuada para la configuración del convertidor AD es de 62.5 kHz, lo que permite obtener una relación señal a ruido (SNR) en un rango de 36 – 40 dB. Una vez caracterizado, se presentaron las fuentes de señal a ambas placas, en la Figura 9, se observa en

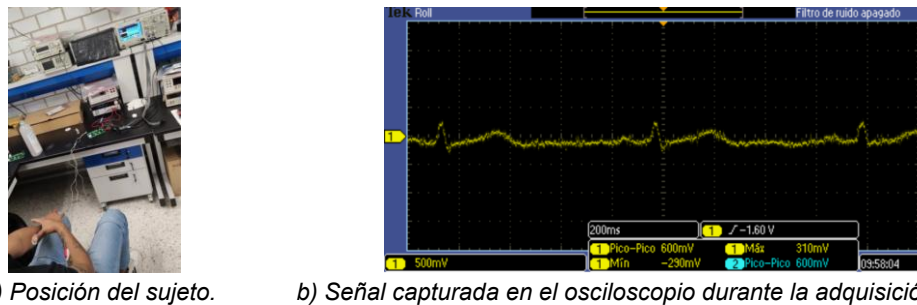
color azul la salida digital obtenida con el convertidor AD $\Sigma\Delta$ con un voltaje lógico de $\pm 4.5 V_p$. Para una señal senoidal de $10 mV_{pp}$ y frecuencia de $2 Hz$, se obtuvo una señal senoidal de $2.04 V_{pp}$. Para la segunda placa, se introdujo una señal de ECG con una amplitud y frecuencia similares, obteniendo una señal de salida de $1.26 V_{pp}$.



Fuente: elaboración propia

Figura 9 Amplitud de $10 mV$, después del circuito acondicionar y convertidor AD.

Una vez que se comprobó el funcionamiento del sistema completo, en ambas placas, se procedió a realizar la adquisición de la señal ECG en un sujeto de prueba: persona masculina de 24 años, con buen estado de salud, capturando la señal de salida en el osciloscopio. En la Figura 10, se muestra un momento de la adquisición del ECG, con la persona en posición sentada, relajada, con los brazos semi extendidos.



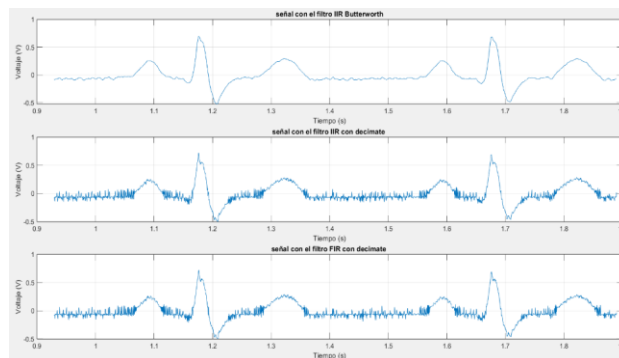
Fuente: elaboración propia

Figura 10 Momento de la adquisición del ECG.

Los datos capturados en el osciloscopio fueron procesados en MATLAB/OCTAVE mediante un código propio. El factor de diezmado usado fue de $M = 30$, lo que resultó en una reducción de la frecuencia de muestreo a $2.083 kHz$, modificando la frecuencia de Nyquist de $32.25 kHz$ a $1.041 kHz$.

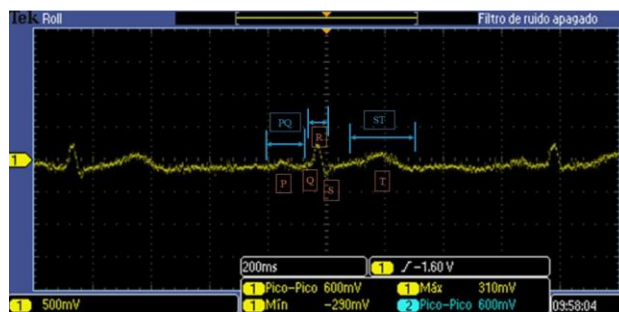
Se aplicaron los tres tipos de filtros propuestos y en la Figura 11 se muestran las señales obtenidas. Se observa que la señal procesada con un filtro de Butterworth, presenta las características temporales típicas de la estructura de una señal de ECG, con cambios suavizados y constantes, en comparación de las otras dos señales procesadas con los dos filtros restantes, donde se muestran cambios abruptos, que se consideran ruido de alta frecuencia. Cabe destacar que las señales fueron escaladas para poder compararlas con la señal visualizada en el osciloscopio.

En la Figura 12, se muestra una captura del registro de ECG obtenido, donde se reconocen *manualmente*, las diferentes ondas que componen la señal de ECG, lo que permite identificar, de forma manual, las características temporales típicas en la captura del ECG del sujeto de prueba. También se realizó la identificación de ondas, en la señal proveniente del generador de funciones (Figura 13), se observa una reducción del ruido y un aumento en la amplitud al registro de ECG real.



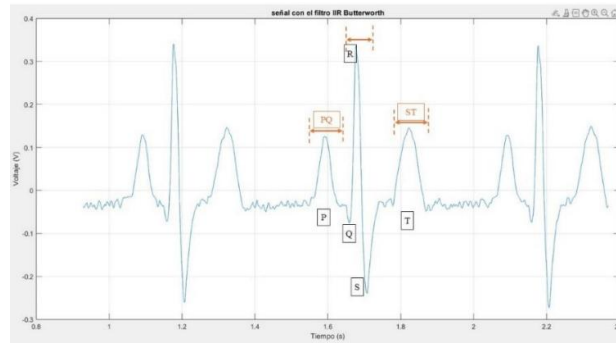
Fuente: elaboración propia

Figura 11 Señales de ECG obtenidas usando tres filtros de recuperación.



Fuente: elaboración propia

Figura 12 Identificación manual de las ondas características de la señal de ECG.



Fuente: elaboración propia

Figura 13 Identificación manual de las ondas características de la señal de ECG.

4. Discusión

La adquisición de señales electrofisiológicas suele presentar dificultades debido a las características propias de las mismas. En el caso de las señales de ECG, los electrodos juegan un rol sustancial. En este trabajo, se usaron electrodos comerciales desechables, los cuales cumplen su función, sin embargo, presentan detalles en relación con la calidad del adhesivo, ya que puede ocurrir que se despeguen parcial o totalmente, con la consecuente falla en la adquisición de las señales. La amplificación de la señal es un bloque importante, dado que las señales típicas tienen amplitudes de μV , por ello se eligió una ganancia alta en el amplificador de instrumentación empleado, lo que permite mantener sus características temporales y en frecuencia. Sin embargo, al tener dos fuentes de señal, fue necesario adaptar el valor de ganancia para cada una de ellas, y de esa forma evitar caer en la zona de saturación en la salida del amplificador y como consecuencia generar una distorsión que afectaría el resultado de nuestro sistema, degradando la SNR final. La adición de un circuito DRL es necesaria, ya que mantiene al paciente y al sistema protegidos ante la presencia de sobrevoltajes, desconectándolos de tierra física directamente, pero manteniéndolos en una tierra virtual. Esto es importante para cuidar la integridad de las personas que se sometan al registro de ECG y también para mantener la integridad de las señales ECG registradas. El filtro diseñado e implementado para eliminar la frecuencia de 60 Hz puede mejorarse, ya que resultó no tener una selectividad adecuada para las necesidades del sistema, lo cual implica la posibilidad que en los resultados se vean

afectados en esta etapa. Es necesario mejorar y en su caso, diseñar un filtro rechaza-banda que permita mantener la magnitud intacta en las bandas de paso y mejorar la atenuación de la banda de rechazo. El circuito que permite desacoplar las impedancias de los bloques del sistema es adecuado, ya que minimiza el efecto del nivel de offset provocado por el uso de los OPAMPs. Adicionalmente, proponemos colocar este tipo de circuitos de desacoplo en fases previas de la cadena de proceso de la señal, para garantizar la minimización del efecto en dichas etapas. El uso de placas diseñadas a la medida mejora considerablemente el rendimiento de los circuitos propuestos, ya que previamente se armaron en tablilla de conexiones. Los resultados de medición en las PCB soldadas fueron muy superiores a los observados en tarjetas de prototipado rápido, ya que se evitan diversas situaciones que puedan afectar el resultado del procesamiento de las señales.

Las PCB diseñadas también presentan áreas de oportunidad, como sería la colocación de más terminales de conexión en las diferentes fases intermedias del proceso, para lograr una visualización por etapas, facilitando así la verificación y análisis de resultados y del rendimiento del sistema completo.

La ganancia total real que presenta el diseño completo para la fuente de señal de tipo senoidal es de 204 y para la señal de ECG es de 125, ambas señales se presentaron en la Figura 9. El valor de la ganancia si bien se plantea en el diseño, en la parte experimental dicho valor depende finalmente de varios factores entre ellos de la presencia y adición de ruido por la electrónica necesaria para el proceso de adquisición, pero también de los artefactos inherentes a la adquisición de señales electrofisiológicas. Lo anterior, muestra la dificultad y la complejidad del registro de este tipo de señales para su tratamiento, a fin de que pueda brindarse información útil a los especialistas, para su oportuna intervención o diagnóstico.

La etapa de procesamiento digital permite realizar la recuperación de la señal de ECG, una vez digitalizada por el convertidor AD $\Sigma\Delta$ de diseño propio. La salida aplicando el filtro Butterworth es la que presenta una mejor morfología de la señal de ECG, menor presencia de ruido. Dicha señal es la que se usa para mostrar la identificación de las diferentes ondas típicas del ECG (Figuras 12 y 13).

5. Conclusiones

El diseño y construcción de un sistema de adquisición de señales electrocardiográficas implica un esfuerzo y conocimiento en diversas áreas de la electrónica: electrónica básica, teoría de semiconductores, electrónica de instrumentación, modulación $\Sigma\Delta$, acondicionamiento de señales, procesamiento digital de señales, filtrado digital y por supuesto el uso y manejo de distintos equipos de laboratorio, para su verificación y caracterización. Todo lo anterior, permite brindar información útil a especialistas de la salud, para atender de forma adecuada a los pacientes que requieran del registro del ECG.

En este trabajo, las diferentes etapas diseñadas y construidas permiten obtener una señal de ECG que mantiene sus características temporales y de frecuencia, a través de un modulador $\Sigma\Delta$ diseñado a la medida y todo un sistema de bajo consumo y bajo costo.

Como trabajo futuro se propone optimizar el filtro de recuperación, manteniendo la elección de un filtro Butterworth, lo que permitiría mejorar la señal de salida, así como también una mejor SNR del sistema.

6. Referencias y Bibliografía

- [1] Álvarez, J. A. Plataforma para el análisis de señales ECG. Tesis de Maestría. CIDETEC, Instituto Politécnico Nacional (IPN), 2011.
- [2] Cardona, P., Mayoral, V., Muñoz, P. Sistema para la adquisición de señales electrocardiográficas usando MATLAB. *Scientia Et Technica*, XVI (44), pp. 304-309, 2010.
- [3] Dugarte, N., Jugo, D., Raimondi, V., Sistema para digitalización del electrocardiograma e historia médica computarizada aplicada a cardiología. *Revista del Instituto Nacional de Higiene*, Vol. 38, No. 1, junio, 2007.
- [4] Hernández, L., Guevara, P., Flores, J.A., Zagaceta, M. T., González, I. Y. Un sistema embebido inicial para adquisición de señales de ECG, basado en el microcontrolador ATMEGA328. *Ciencia Latina Revista Científica Multidisciplinar*, Vol. 9, No. 4, pp. 1774-1785, 2025.

- [5] Jalomo, J. Sánchez, I. R., Chávez, R., Lázaro, E. B. Sistema de adquisición de señales electrocardiográficas de bajo costo. *Pistas Educativas*, Vol. 40, No. 130, pp. 1726-1732, 2018.
- [6] Manríquez, J., Sotelo, D., Herrera, S. Sistema electrónico de medición de bajo costo de señales ECG a través de internet. *Ciencia Latina Revista Científica Multidisciplinar*, Vol. 7, No. 3, pp. 5214-5230, 2023.
- [7] Ocampo, J. J., Alducin, J., García, A., Molinar, J. E., Gómez, A., Vázquez, I. A low-complexity Delta-Sigma modulator for low-voltage, low-power operation. *Canadian Journal of electrical and computer engineering*, Vol. 39, No. 2, 2016.
- [8] Ocampo, J. J., Alducin, Molinar, J. E. Processing Electrocardiographic signals using a custom designed Sigma-Delta modulator. *Journal of Circuits, Systems, and Computers*, Vol. 31, No. 3, 2022.
- [9] Ochoa, A., Maciel, M., Estrada, F., Díaz, C., Félix, R., Álvarez, J., Vázquez, J. Sistema de Adquisición y Procesamiento de Señales Electrocardiográficas. *Revista Iberoamericana de Sistemas, Cibernética e Informática*, Vol. 7, No. 2, 2010.
- [10] Tresguerres, J., A., F., Ariznavarreta, C., Cachofeiro, V., Cardinali, D., Escrich, D., Gil-Lozaga, P., Lahera, V., Mora, F., Romano, M., Tamargo, J. *Fisiología Humana*. McGraw-Hill Interamericana, 3ra. Ed. Madrid, España, 2005.
- [11] Trump, B. The signal, A compendium of blog posts on op amp design topics. Texas Instruments, 1Q, 2017.
- [12] Vidal, S., C, Pavesi, F., L. Desarrollo de un sistema de adquisición y tratamiento de señales electrocardiográficas. *Revista Facultad de Ingeniería-Universidad de Tarapacá*, Vol. 13, No. 1, abril 2005.