VOLUMEN 48
XXXI Verano De la Ciencia
ISSN 2395-9797
www.jovenesenlaciencia.ugto.mx

Prototipo portátil para Monitoreo de señal cardiaca

Portable Prototype for Cardiac Signal Monitoring

Manuel Isaí del Valle Ramírez[1], Rogelio Castro Sánchez[2], Francisco Javier González Martínez[2]
[1]Licenciatura en Ingeniería en Mecatrónica
[2]División de Ingenierías Campus Irapuato Salamanca
mi.delvalleramirez@ugto.mx, castro@ugto.mx, fj.gonzalez.martinez@outlook.com

Resumen

Este trabajo presenta el diseño y la construcción de un prototipo para la detección y exhibición de señales biológicas humanas, con el propósito de aplicarlo en la educación y la investigación. Para ello, se utilizó una tarjeta digital STM32, un módulo acondicionador de señal AD8232 y una pantalla de visualización de la marca Nextion. El módulo AD8232 se encarga de detectar, acondicionar, amplificar y medir los biopotenciales captados por los electrodos colocados en la piel humana; su salida acondicionada se conecta al convertidor analógico-digital (CA/D) de la tarjeta digital STM32. Los resultados obtenidos demuestran que la estabilidad y la calidad de la señal —respaldadas al compararla con la visualizada en un osciloscopio digital de 1 Gs/s— validan su correcta representación en la pantalla Nextion. El prototipo demostró la viabilidad de integrar el módulo acondicionador de señal, la velocidad de conversión de la tarjeta digital y la capacidad de respuesta de la pantalla, logrando un sistema funcional, accesible, portátil y de un costo menor en comparación con los equipos comerciales, ideal para su uso en áreas científicas y educativas.

Abstract

This work presents the design and construction of a prototype for the detection and display of human biological signals, with the purpose of applying it in education and research. For this, an STM32 digital board, an AD8232 signal conditioning module, and a Nextion brand display were used. The AD8232 module is responsible for detecting, conditioning, amplifying, and measuring the biopotentials captured by electrodes placed on human skin; its conditioned output is connected to the analog-to-digital converter (ADC) of the STM32 digital board. The results obtained demonstrate that the stability and quality of the signal —validated by comparison with that visualized on a 1 Gs/s digital oscilloscope— confirm its correct representation on the Nextion display. The prototype demonstrated the feasibility of integrating the signal conditioning module, the conversion speed of the digital board, and the response capacity of the display, achieving a functional, accessible, portable system at a lower cost compared to commercial equipment, ideal for use in scientific and educational areas.

Palabras clave: Señal biológica, biopotenciales, STM32-2, AD8232, Interfaz Gráfica, Nextion

Introducción

En la actualidad, la disponibilidad de módulos, dispositivos y tarjetas electrónicas para el procesamiento y la exhibición de datos digitales es evidente para una gama variada de usuarios y aplicaciones. Por otro lado resulta bastante interesante la exploración del campo de las señales analógicas de pequeña amplitud inmersas en ruido, tanto de baja como de alta frecuencia.

Especialmente, las señales del cuerpo humano —como las del corazón (ECG, electrocardiograma), las del cerebro (EEG, electroencefalograma) o las de los músculos (EMG, electromiografía), por mencionar algunas— tienen un rango de amplitud de unos cuantos milivolts, lo que dificulta su detección y estudio debido a la facilidad con la que se contaminan con ruido eléctrico, principalmente la señal de 60 Hz de las líneas de corriente alterna y sus armónicos de orden superior [7].

En épocas pasadas, los circuitos acondicionadores de señal se realizaban con componentes discretos y voluminosos, por lo que su diseño resultaba más tedioso. Actualmente, en el mercado nacional se pueden obtener módulos como el AD8232 del fabricante Analog Devices Inc., que ofrecen un alto grado de eficiencia con diseños tan avanzados como los de generaciones pasadas [4], en áreas muy reducidas y mediante el uso de dispositivos de montaje superficial.

En la Figura 1, se exhibe el arreglo del prototipo compacto con las tarjetas electrónicas STM32, AD8232 y la pantalla de exhibición digital Nextion así como la fuente de alimentación.

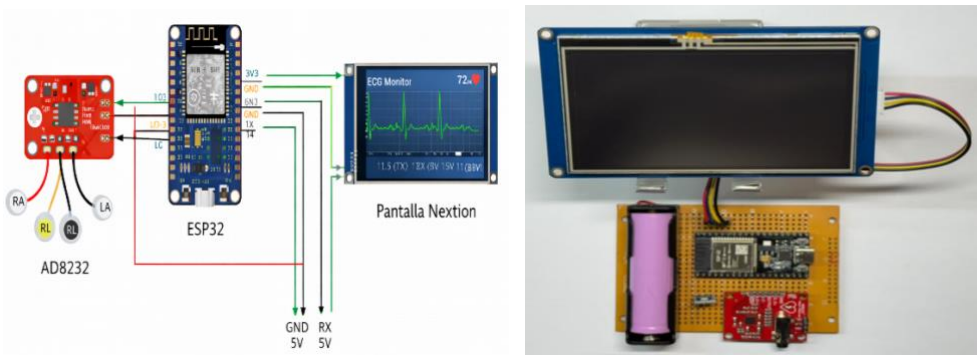

Figura 1. Prototipo portátil para el monitoreo de señales biológicas.

Marco Teórico

Un amplificador de Instrumentación y un amplificador de biopotenciales tienen diferencias porque, aunque ambos tipos de amplificadores se parecen mucho en su arquitectura, su forma de conectarse a la fuente de señal y cómo manejan la impedancia de entrada y la relación de su ganancia es lo que los distingue en sus aplicaciones biomédicas [5]. Entre otras características podemos mencionar:

Amplificador de instrumentación

- **Impedancia de entrada:** Muy alta (del orden de Megaohms). Esto evita cargar la fuente de señal, pero está pensado para señales provenientes de sensores industriales o transductores, no necesariamente del cuerpo humano [2].
- **Conexión a la fuente:** Se conecta directamente a sensores diferenciales (puentes de Wheatstone, galgas extensométricas, etc.).
- **Ganancia:** Ajustable mediante resistencias externas. Normalmente se busca una ganancia de voltaje moderada (10–1000 veces, 20–60 dB).
- **Corriente:** No está diseñado para amplificar corriente, sino voltaje diferencial con buena precisión y rechazo de modo común.

Amplificador de biopotenciales

- **Impedancia de entrada:** Extremadamente alta (decenas a cientos de Megaohms). Esto es crucial porque los electrodos de contacto con la piel generan señales muy débiles y con alta impedancia; si el amplificador no tiene esta característica, la señal se distorsiona o se pierde [9].
- **Conexión a la fuente:** Se conecta a electrodos sobre la piel o directamente a tejidos. Por seguridad, suele incluir aislamiento galvánico y protección contra descargas.
- **Ganancia:** Mucho mayor que en un amplificador de instrumentación estándar: típicamente 60–100 dB (1000–100,000 veces). Esto es necesario para llevar señales de microvoltios (ECG, EEG, EMG) a niveles útiles para procesamiento digital [12].
- **Corriente:** No amplifica corriente; se centra en voltaje, pero con filtros pasa banda integrados para eliminar componentes de DC y ruido de alta frecuencia.

El amplificador de biopotenciales es una versión especializada del amplificador de instrumentación, con impedancia de entrada aún más alta y ganancia mucho mayor, adaptado para señales biológicas

extremadamente débiles y con requisitos de seguridad. En el circuito de la Figura 2 se muestra la configuración utilizada para la detección de señales del corazón. En este diagrama las señales de entrada al amplificador fueron generadas digitalmente para tener un punto de partida estable.

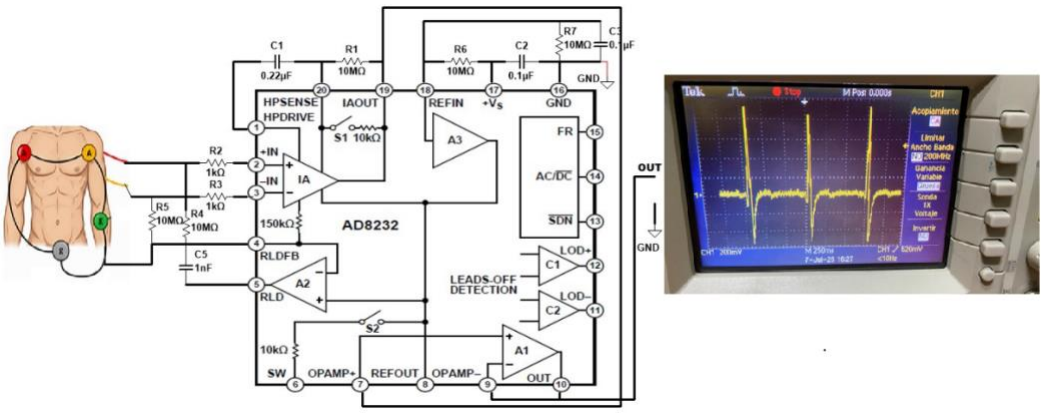

Figura 2. Circuito para la medición de la frecuencia cardíaca junto al corazón.

En el circuito de la Figura 2, el amplificador de **instrumentación (IA)** está basado en tres amplificadores operacionales. Su ganancia total se expresa como:

$$A_v = 1 + \frac{2R_1}{R_{gain}}$$

- R_1: resistencias internas del diseño (generalmente iguales).
- R_{gain}: resistencia externa que ajusta la ganancia.
- El rango típico de ganancia es **60–100 dB**, es decir, factores de 10^3a 10^5.

Para alcanzar ganancias entre 80–100 dB se usan valores de R_{gain} mucho más pequeños o etapas adicionales.

Filtro pasa banda

El filtro se diseña para dejar pasar las frecuencias de interés (ECG: 0.5 Hz – 40 Hz) y atenuar el resto. Se obtiene combinando un filtro pasa alto (corte inferior f_L) y un filtro pasa bajo (corte superior f_H) con:

$$f_L = \frac{1}{2\pi R_L C_L} \qquad y \qquad f_H = \frac{1}{2\pi R_H C_H}$$

El resultado es un filtro pasa banda, como el mostrado en la Figura 3, que elimina la componente DC y el ruido de alta frecuencia, dejando solo la señal útil del electrocardiograma ECG para eliminar variaciones en la componente de DC por movimientos involuntarios de la persona y ruido de alta frecuencia [3].

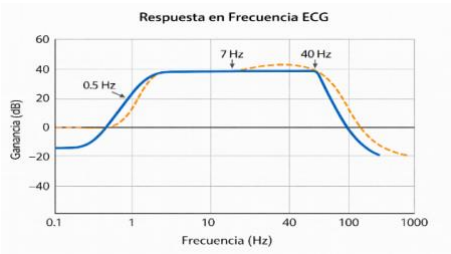

Figura 3. Respuesta en frecuencia del filtro activo pasa bandal.

La respuesta en color azul es cuando los electrodos están en el pecho y se incluye una comparación en color naranja de la respuesta cuando los electrodos están en las manos.

Procesamiento digital y Exhibición

Una vez que tenemos la señal analógica a la salida del módulo AD8232 del fabricante Analog Devices tenemos que realizar la conversión analógica digital por medio de la ESP32 para poder enviar estos datos a la pantalla Nextion NX4827T043 conectada como se muestra en la figura 4.

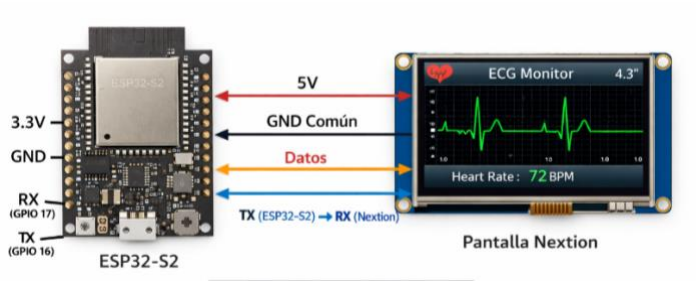

Figura 4. Conexión ESP32-S2 y Pantalla Nextion NX4827T043 .

La ESP32-S2 puede leer una señal analógica como la de un ECG mediante su ADC y enviar los valores para exhibirlos o mostrar una imagen representativa en una pantalla Nextion [1].

La señal de entrada analógica a la ESP32 debe satisfacer:

- **Rango de voltaje de alimentación permitido:** 0–3.3 V.
- **Impedancia de fuente para una conversión estable:** preferiblemente baja (<10 kΩ).
- **Señal de entrada previamente filtrada:** usar un filtro pasa-bajos (~40 Hz).
- **Acondicionamiento de señal:** amplificación y desplazamiento de nivel (offset) para que la señal esté dentro del rango del ADC.

La característica de la Conversión analógica-digital (ADC) es:

- **Resolución:** 12 bits (4096 niveles de cuantización).
- **Escalamiento:** Convierte el valor (0–4095) a un rango de píxeles o intensidad: $V_{pix} = \frac{valor}{4095} \times 272$
- **Razón de muestreo recomendada:** entre **250 Hz y 500 Hz** para señales de ECG/ritmo cardíaco.
    - Cumple con el teorema de Nyquist (frecuencia cardíaca típica < 40 Hz).
    - 250 Hz es estándar en sistemas biomédicos; 500 Hz ofrece mayor detalle.
- **Escalamiento:** ajusta la ganancia para que la amplitud máxima de la señal cardíaca (~1 mV a 5 mV en electrodos) se expanda al rango útil del ADC (ej. 0.5–2.5 V).

Transmisión hacia pantalla Nextion

- **Interfaz:** UART (serial) es lo más común y sencillo.
- **Velocidad de transmisión:** 921600 baudios es estable y suficiente para datos de ECG en tiempo real.
- **Formato de datos:** enviar valores digitalizados como enteros o cadenas, según el protocolo de la Nextion.
- **Buffering (precarga y almacenamiento):** usar interrupciones o colas para evitar pérdida de datos en transmisión continua.

Materiales y metodología

Materiales

- Electrodos para ECG
- Conectores para electrodos ECG
- Electro Gel conductor
- Modulo AD8232 de Analog Device
- Generador de funciones marca Matrix MFG - 8255A
- Osciloscopio Digital marca Tektronix TK2024B
- Tarjeta Digital ESP32-S2
- Pantalla táctil LCD TFT Nextion NX4827T043
- Tarjeta perforada para montaje del prototipo
- Plantilla de experimentos para montaje inicial de prueba
- Resistencias para acondicionamiento de señal
- Cable de alimentación USB.
- Estructura física: Caja de plástico.
- Batería recargable 4.8 Vdc.
- Regulador de voltaje ajustable A1117.
- Computadora con editor C/C++ para arduino IDE.

Metodología

- **Alimentación y prueba del módulo AD8232:** Este módulo fue alimentado con una fuente conmutada con salidas de voltaje de 5 Vdc y 3.3 Vdc. La señal de prueba fue obtenida, alimentando con un generador de funciones, un divisor de voltaje para obtener una salida diferencial y meterla a las tres entradas del módulo.
  Posteriormente se ajusta la amplitud del generador de funciones para tener una salida atenuada entre 2 y 5 mV con un nivel de DC positivo de 500 mV. Inicialmente la frecuencia de la señal fue de 5 Hz para luego ajustarse a 1 Hz. La forma de onda inicialmente se seleccionó senoidal, luego se ajustó a triangular y posteriormente a señal cuadrada. Finalmente se realizó el ajuste del ciclo de trabajo de esta señal cuadrada al 10%.
- **Conversión de la señal analógica:** La señal de salida del AD8232 es acotada para que la amplitud oscile entre 0 a 2 Vp con un nivel de DC de 500 mV y sea conectada a la entrada analógica de la tarjeta digital ESP32 con las siguientes características generales mencionadas anteriormente.
    - El módulo AD8232 incluye un filtro pasa-banda (0.5 – 40 Hz) para eliminar ruido de alta frecuencia en señales cardíacas y movimientos involuntarios de los electrodos [7].
    - La amplificación y el desplazamiento del nivel de DC (offset) está dentro del rango de entrada del ADC.
    - La resolución del convertidor analógico digital (CA/D) de la tarjeta digital ESP32 es de 12 bits o sea 4096 niveles de cuantización.
    - La razón de muestreo se seleccionó entre 250 Hz y 500 Hz para señales de ECG/ritmo cardíaco cumpliendo con el teorema de Nyquist (< 40 Hz).
    - Con el escalamiento se ajusta la ganancia para que la amplitud máxima de la señal cardíaca (~1 mV a 5 mV en electrodos) se expanda al rango útil del ADC (ej. 0.5–2.5 V).

El diagrama de flujo cargado en la ESP32 para la conversión digital de la señal ECG se muestra en la siguiente Figura 5.

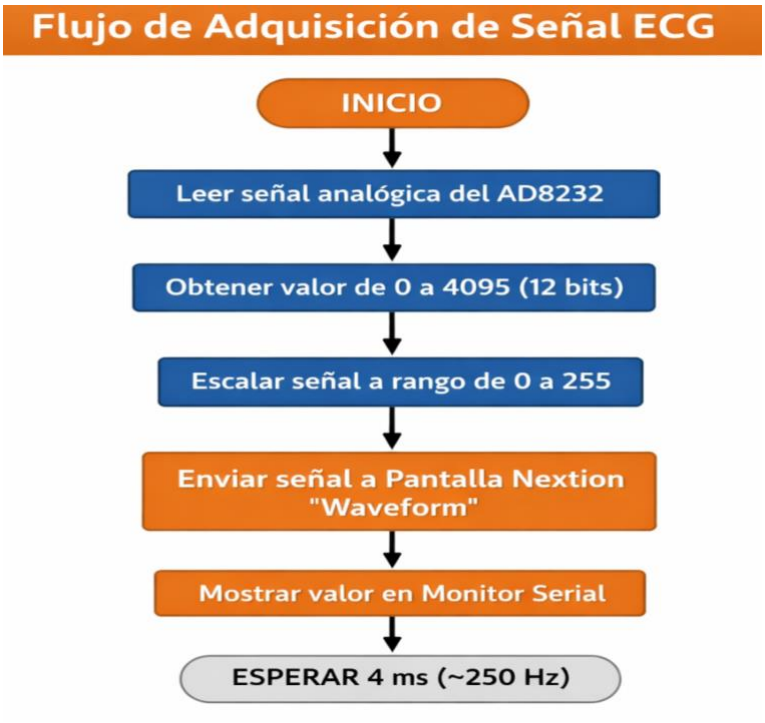

Figura 5. Diagrama de flujo para convertir una señal analógica a digital y enviarla a la pantalla Nextion .

- **Exhibición de la señal digital:** La Transmisión hacia pantalla Nextion por medio de la ESP32 se realizó con las siguientes características generales:
    - Interfaz: UART (serial).
    - La velocidad de transmisión se estableció en 921600 baudios para la exhibición de datos de ECG en tiempo real.
    - El formato de los datos envía valores digitalizados como enteros o cadenas, según el protocolo de la Nextion.
    - Se utiliza el Buffering (precargar y almacenar temporalmente) para evitar pérdida de datos en transmisión continua.

La señal PQRST y su frecuencia generada por un corazón humano es bastante estudiada y conocida. Para una prueba controlada de exhibición de datos en la pantalla Nextion se elaboró una tabla con los datos de dos ciclos dentro de la ESP32 para exhibirse como se muestra en la Figura 6 tomando como referencia la señal real que se obtuvo en la salida del AD8232 [5].

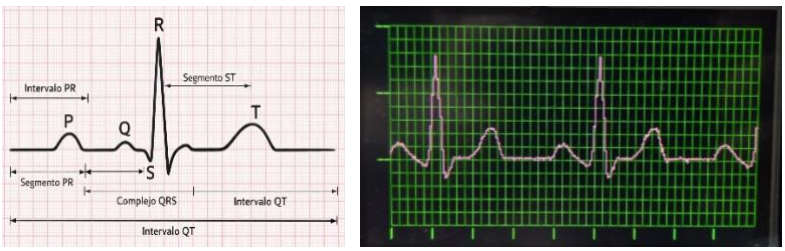

Figura 6. Señal PQRST ideal, señal sintetizada en una ESP32 y enviada a la pantalla Nextion NX4827T043 .

En la parte izquierda de la Figura 6 podemos mencionar que la **Onda P** está relacionada con la despolarización auricular, el intervalo **PR** es inicio de la despolarización auricular y ventricular, el **Complejo QRS** se relaciona con la despolarización ventricular, el segmento **ST** es el período isoeléctrico entre la despolarización y la repolarización ventricular y la **Onda QT** es la duración de la actividad eléctrica ventricular. La cuadrícula del papel milimétrico de un ECG, y las flechas dobles indican los intervalos y segmentos clínicos con precisión. Los valores normales aproximados son: PR = 0.12–0.20 s, QRS ≤ 0.10 s y QT = 0.36–0.44 s.

Resultados y Discusión

Los resultados obtenidos con el prototipo se lograron ajustando la amplitud, la frecuencia y el nivel de DC (offset) mediante un generador de funciones para tres diferentes formas de onda. Estas señales se aplicaron a un divisor de voltaje con tres resistores en serie ($100\,\mathrm{k\Omega}$, $1\,\mathrm{k\Omega}$ y $1\,\mathrm{k\Omega}$), lo cual permitió condicionar la entrada al ESP32 de manera controlada. Asimismo, se comprueba que aunque existen señales de baja amplitud de ruido de alta frecuencia y componentes de $60\,\mathrm{Hz}$, el módulo AD8232 los cancela gracias al alto rechazo en modo común de $100\,\mathrm{dB}$ para una ganancia $G = 10$.

En las siguientes imágenes se muestran resultados en la salida del módulo AD8232 y su visualización en la pantalla Nextion NX4827T043 para diferentes formas de onda en la entrada.

Señal de salida en el AD8232 y entrada a la ESP32

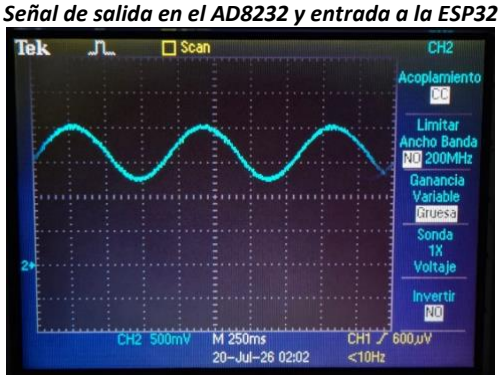

Figura 7. Señal sinusoidal 1 Hz en la salida del AD8232.

Señal exhibida en la pantalla Nextion NX4827T043

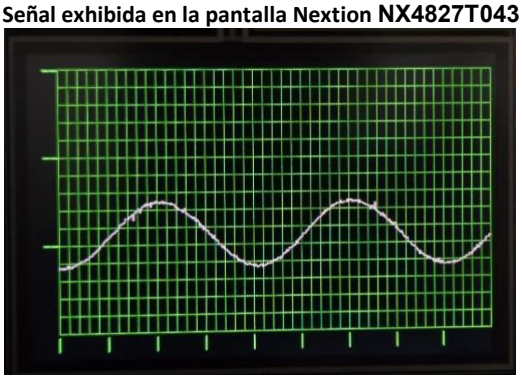

Figura 8. Señal sinusoidal 1 Hz en pantalla Nextion.

Señal de salida en el AD8232 y entrada a la ESP32



Figura 9. Señal sinusoidal 5 Hz en la salida del AD8232.

Señal exhibida en la pantalla Nextion NX4827T043

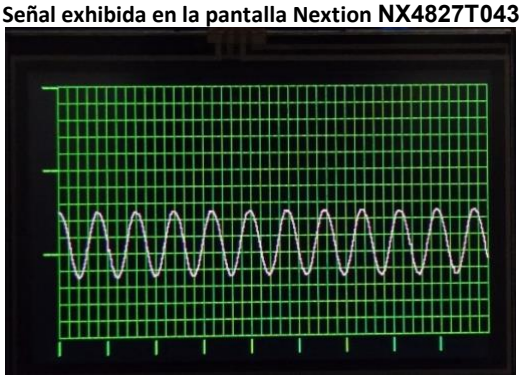

Figura 10. Señal sinusoidal 5 Hz en pantalla Nextion.

ISSN 2395-9797
www.jovenesenlaciencia.ugto.mx

Señal de salida en el AD8232 y entrada a la ESP32



Figura 11. Señal sinusoidal 11 Hz en la salida del AD8232.

Señal exhibida en la pantalla Nextion NX4827T043

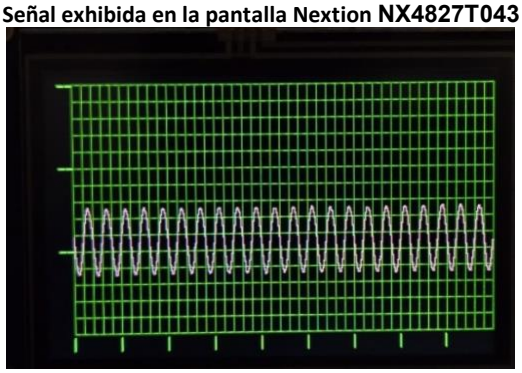

Figura 12. Señal sinusoidal 10 Hz en pantalla Nextion.

Señal de salida en el AD8232 y entrada a la ESP32

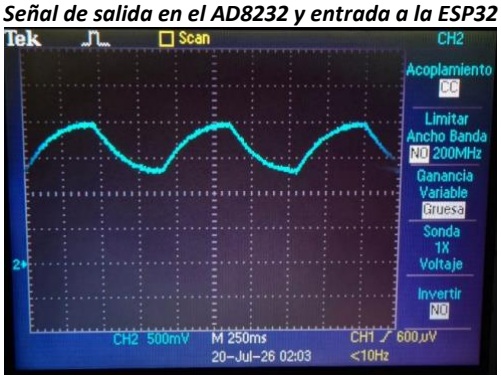

Figura 13. Señal triangular 1 Hz en la salida del AD8232.

Señal exhibida en la pantalla Nextion NX4827T043

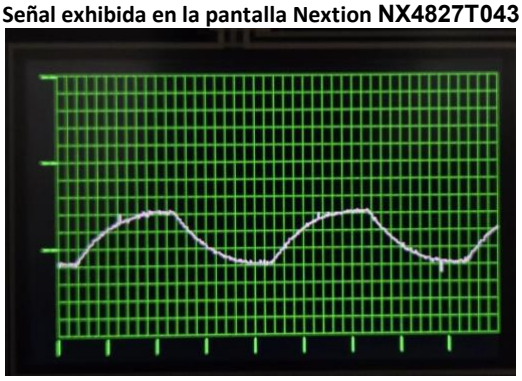

Figura 14. Señal triangular 1 Hz en pantalla Nextion.

Señal de salida en el AD8232 y entrada a la ESP32



Figura 15. Señal cuadrada 1 Hz en la salida del AD8232.

Señal exhibida en la pantalla Nextion NX4827T043

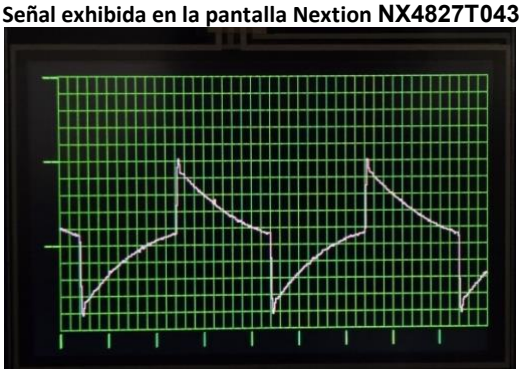

Figura 16. Señal cuadrada 1 Hz en pantalla Nextion.

Señal de salida en el AD8232 y entrada a la ESP32



Figura 17. Señal cuadrada 1 Hz CT 10% en la salida del AD8232.

Señal exhibida en la pantalla Nextion NX4827T043

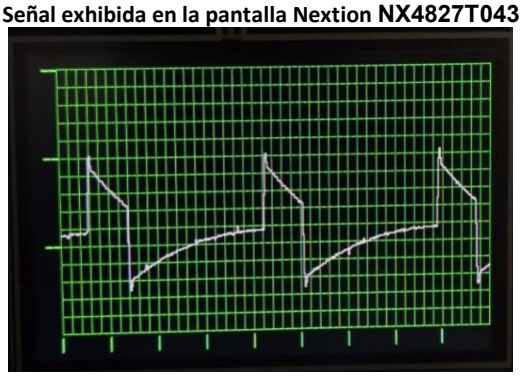

Figura 18. Señal cuadrada 1 Hz CT 10 % en pantalla Nextion.

Las Figuras 15, 16, 17, 18, 19 y 20 muestran señales con una alta distorsión. Esto se debe a que las señales de entrada al módulo AD8232 (triangular y cuadrada) son ricas en componentes armónicos múltiplos de la frecuencia fundamental. Esto permite deducir que el filtro pasa banda —en concordancia con la Figura 3— actúa sobre dichos múltiplos atenuándolos y, por lo tanto, modificando y distorsionando la señal original que ingresa al módulo.

En las Figuras de la 7 a la 12 la señal de entrada es una onda sinusoidal con frecuencia fundamental de 1, 5 y 10 Hz y observamos que la señal exhibida en la pantalla Nextion solo se diferencia por la cantidad de ciclos mostrados y sin distorsión.

Finalmente, la señal PQRST del corazón se muestra en las Figuras 19 y 20.

Señal de salida en el AD8232 y entrada a la ESP32



Figura 19. Señal del corazón en la salida del AD8232.

Señal exhibida en la pantalla Nextion NX4827T043

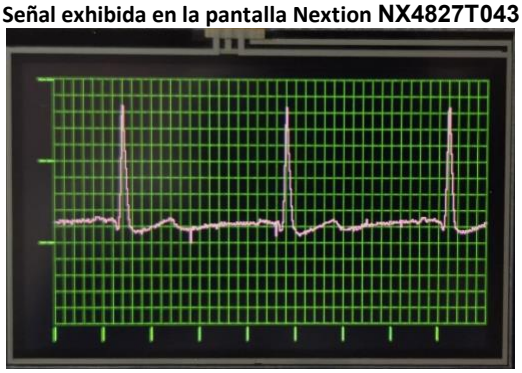

Figura 20. Señal del corazón en pantalla Nextion.

En estas imágenes del osciloscopio y la pantalla Nextion se observan tanto una frecuencia cercana a 1 Hz, una amplitud de 1.5 Vp como un voltaje de corriente continua de 1.5 Vdc.

Conclusiones

Este proyecto nos demostró que se puede implementar un prototipo para monitoreo de señal cardiaca con características de respuesta similar a un aparato comercial. Un punto importante en la investigación es la acumulación de experiencia en el tratamiento de una señal biológica de muy pequeña amplitud, baja frecuencia y su relación con lazos de corriente, falsos contactos de los electrodos, ruido de alta frecuencia

contenida en fuentes de alimentación conmutadas, en fuentes de alimentación lineales y en fuentes de voltaje lineales.

El ensamble de los cuatro componentes importantes del prototipo:

- Un acondicionador de señal incluyendo un amplificador de biopotenciales con alto rechazo de modo común incluido un filtro activo con respuesta en frecuencia pasa banda (Figura 3) entre 0.5 Hz y 40 Hz.
- Una tarjeta digital como la ESP32 incluyendo un CA/D de 12 bits incluido un transmisor receptor asíncrono universal (UART).
- Una pantalla digital compacta con recepción serie
- Una fuente de alimentación recargable

permitió demostrar que el tratamiento de señales biológicas y analógicas de pequeña amplitud y baja frecuencia es posible amplificarlas, transformarlas a datos digitales y exhibirlas en tiempo real de forma sencilla y en un arreglo compacto. Las características anteriores pueden ser comparadas con equipos existentes en el mercado con características similares como se observa en la tabla 1 mostrada a continuación.

***Tabla 1**. Tabla comparativa de características del prototipo con dos comerciales*

Categoría	Prototipo	SKUECG301-ECG601	GARMIN HRM-200
Dimensiones	9.5 × 8.5 × 4.5 cm	22.4 × 14.3 × 5.4 cm	10.2 × 4.3 × 1.3 cm
Detector	Amplificador de biopotenciales	No disponible	No disponible
Derivaciones	3	12	3
Pantalla	4.3”	Táctil 7”	1.8”
Interfaz	PC / SPI	—	—
Software	Código abierto; usuario desarrolla el software	No disponible	No disponible
Alimentación	—	120 V AC	—
Batería	Litio	Litio	Litio
Impresión	—	Papel térmico	—
Costo (M.N.)	1,600.00	6,000.00	2,300.00

Este prototipo es un paso inicial para el manejo de señales biológicas y la exploración de la naturaleza de estas y aunque ha sido asistido por un pasante de medicina se vislumbra un abanico de oportunidades para el desarrollo de más investigaciones en el futuro cercano con participación de alumnos que se interesen en el tema.

Entre las posibilidades de ampliar las mejoras y aplicaciones en versiones futuras se encuentran:

- ❖ Investigación y desarrollo para ampliar a más canales de medición y exhibición de las derivaciones del corazón.
- ❖ Incorporar el estudio, medición y exhibición para señales del cerebro.
- ❖ Agregar el estudio, medición y exhibición de señales musculares.

- Incluir un sistema de sincronización de las señales para congelar una imagen
- Tener una alternativa de control de al menos 3 escalas de amplitud para ver con mayor resolución la señal en la pantalla.
- También incluir la manera de tener una modificación de la escala horizontal para ver más o menos ciclos

Esta investigación proporcionó un panorama amplio en el manejo de señales corporales que puede abrir un sendero para conjuntarse con sistemas mecatrónicos para ayudar a personas con deficiencia motriz como lo son las personas de la tercera edad por su capacidad de ser ambulatorio y poco invasivo.

Agradecimientos

El autor del Valle Ramírez Manuel Isaí expresa su agradecimiento a la Dirección de Apoyo a la Investigación y al Posgrado de la Universidad de Guanajuato, así como a la División de Ingenierías Campus Irapuato-Salamanca y al Laboratorio de Electrónica, por el apoyo proporcionado con infraestructura material y técnica. Se extiende un agradecimiento especial al Dr. Castro Sánchez Rogelio y al M.I, Francisco Javier González Martínez, por su invaluable apoyo técnico en el desarrollo de este trabajo de investigación.

Bibliografía/Referencias

[1] Batool, I., & Durley, T. (2023). Advances in IoT-based health monitoring systems: Integration of ESP32 and cloud platforms. *Journal of Biomedical Engineering and Health Informatics, 18*(2), 45–58.

[2] Coughlin, R. F., & Driscoll, F. F. (2001). *Operational amplifiers and linear integrated circuits* (6th ed.). Prentice Hall. ISBN 978-0130149916

[3] Devasahayam, S. R. (2013). *Signals and systems in biomedical engineering: Signal processing and physiological systems modeling* (2.ª ed.). Springer.

[4] Franco, S. (2014). *Design with operational amplifiers and analog integrated circuits* (4th ed.). McGraw-Hill Education. ISBN 978-0-07-802816-8

[5] Khandpur, R. S. (2016). *Biomedical instrumentation: Technology and applications* (2.ª ed.). McGraw-Hill Education.

[6] Mosquera Amaya, H. D. (2026). *Diseño de un sistema de monitoreo remoto de ECG basado en IoT para entornos domiciliarios* [Tesis de pregrado, Universidad de San Buenaventura]. Repositorio Institucional.

[7] Ott, H. W. (1988). *Noise reduction techniques in electronic systems* (2nd ed.). John Wiley & Sons. ISBN 0-471-85068-3

[8] Preciado Pluas, O. Z., & Salamea Vega, F. X. (2025). *Desarrollo de un dispositivo de monitoreo vital para personas con riesgo cardiovascular con sistema de alertas en tiempo real* [Tesis de pregrado, Universidad Politécnica Salesiana]. Repositorio Institucional.

[9] Prutchi, D., & Norris, M. (2005). *Design and development of medical electronic instrumentation: A practical perspective of the design, construction, and test of medical devices*. John Wiley & Sons.

[10] Rashid, M. H. (2014). *Electrónica de potencia: Circuitos, dispositivos y aplicaciones* (4.ª ed.). Pearson Educación.

[11] Rodríguez Bocanegra, S. M., Rodríguez González, G. E., & Martínez Ramírez, A. (2025). Oxinet: Dispositivo portátil para monitoreo remoto de signos vitales basado en ESP32 y sensor MAX30102. *Actas del Congreso Nacional de Tecnología Aplicada a Ciencias de la Salud, 7*, 1–10.

[12] Webster, J. G., & Nimunkar, A. J. (2020). *Medical instrumentation: Application and design* (5.ª ed.). John Wiley & Sons.