

Sistema inalámbrico de monitoreo electrogastrográfico: diseño y validación Electrogastrographic monitoring wireless system: design and validation

A. Ochoa ^{a,*}, D. Cruz-Ortiz ^b, J. Herrera-Lozada ¹

^aCentro de Innovación y Desarrollo Tecnológico en Cómputo, Instituto Politécnico Nacional, 07700, Gustavo A. Madero, Ciudad de México, México.

^bMedical Robotics and Biosignals Lab, UPIBI-Instituto Politécnico Nacional, 07700, Gustavo A. Madero, Ciudad de México, México.

Resumen

Este trabajo presenta el desarrollo de un sistema portátil e inalámbrico para la adquisición de señales electrogastrográficas. La propuesta no pretende introducir una tecnología radicalmente nueva, sino facilitar la reproducibilidad de esta técnica no invasiva mediante un diseño de bajo costo y fácil implementación. El sistema integra seis etapas electrónicas: preamplificación, filtrado, amplificación, acondicionamiento, conversión y transmisión. Utiliza un amplificador INA122, un ADC de 16 bits y un microcontrolador ESP32 con comunicación WiFi. Se realizaron pruebas con sujetos sanos, registrando señales EGG durante 10 minutos. El análisis espectral confirmó componentes características del ritmo gástrico, así como señales de respiración y pulso. Por su bajo costo, portabilidad y facilidad de ensamblaje, el sistema es útil en contextos formativos y de investigación, permitiendo explorar la motilidad gástrica en escenarios donde antes no era viable hacerlo.

Palabras Clave: Sistema, inalámbrico, electrogastrografía, electrogastrograma, señal.

Abstract

This work presents the development of a portable and wireless system for the acquisition of electrogastrographic signals. The proposal does not aim to introduce a radically new technology, but rather to facilitate the reproducibility of this non-invasive technique through a low-cost and easy-to-implement design. The system integrates six electronic stages: preamplification, filtering, amplification, conditioning, conversion, and transmission. It employs an INA122 amplifier, a 16-bit ADC, and an ESP32 microcontroller with WiFi communication capabilities. Tests were conducted on healthy subjects, recording EGG signals over a 10-minute period. Spectral analysis confirmed the presence of characteristic components of the gastric rhythm, as well as respiration and pulse signals. Due to its low cost, portability, and ease of assembly, the system is useful in educational and research settings, enabling the exploration of gastric motility in contexts where this was previously unfeasible.

Keywords: System, wireless, electrogastrography, electrogastrogram, signal.

1. Introducción

Las enfermedades gastrointestinales representan un problema de salud pública a nivel global, causando más de 1.4 millones de muertes anuales, con un impacto desproporcionado en países de ingresos bajos y medios (Diseases y Collaborators, 2020). En México, estas patologías figuran entre las causas más comunes de atención médica en el sistema de salud pública, representando aproximadamente el 20% de las consultas externas (SSA, 2022).

Como respuesta, se han desarrollado diversas técnicas de diagnóstico digestivo, tanto invasivas (como la endoscopia o la manometría esofágica) como no invasivas. Entre estas últimas destaca la electrogastrografía, que permite registrar la activi-

dad mioeléctrica gástrica mediante electrodos cutáneos colocados sobre el abdomen (Parkman *et al.*, 2003). Es una técnica económica, no invasiva y su utilidad radica en la capacidad de detectar alteraciones del ritmo gástrico (RG), permitiendo identificar trastornos como la dispepsia funcional o la gastroparesia (Yin y Chen, 2013).

En individuos sanos, el RG tiene una frecuencia característica cercana a los 0.05 Hz, equivalente a 3 ciclos por minuto (CPM). Las desviaciones de este ritmo permiten definir condiciones clínicas como la bradigastria (< 2 CPM) o la taquigastria (> 4 CPM) (Wang *et al.*, 1998). En un electrogastrograma (EGG) de alta resolución o bien, a partir del análisis espectral del electrogastrograma, es posible identificar el componente de

*Autor para correspondencia: cochoal1500@alumno.ipn.mx

Correo electrónico: cochoal1500@alumno.ipn.mx (Carlos Alonso Ochoa Ledezma), dcruzo@ipn.mx (David Cruz Ortiz), jlizada@ipn.mx (Juan Carlos Herrera Lozada).

Historial del manuscrito: recibido el 11/07/2025, última versión-revisada recibida el 30/12/2025, aceptado el 08/02/2026, publicado el 10/03/2026. **DOI:** <https://doi.org/10.29057/icbi.v14iEspecial.15492>



baja frecuencia correspondiente al RG, que puede diferenciarse de otras señales fisiológicas como el ciclo respiratorio (CR), que va de 0.2–0.4 Hz y el pulso cardíaco (PC) que va de 1 a 1.7 Hz (Liang *et al.*, 2000).

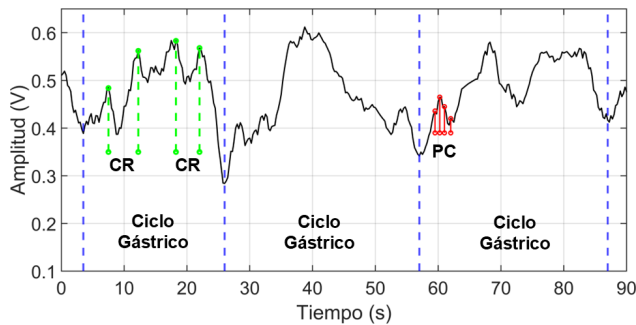


Figure 1: Señal cruda de EGG normalizada.

Aunque el análisis espectral del EGG ofrece ventajas para el diagnóstico de enfermedades gástricas, su aplicación clínica sigue siendo limitada. Esto se debe, en parte, a que la amplitud de la señal es baja (entre 40 y 500 μV) y su ancho de banda es reducido (entre 8 mHz y 0.15 Hz) (Chang, 2005). Además, los métodos convencionales requieren periodos prolongados de adquisición, usualmente de hasta dos horas por estudio para obtener información relevante (Koch y Stern, 2004).

En la actualidad existen plataformas comerciales capaces de adquirir señales EGG, pero la mayoría de ellas son sistemas de adquisición de bioseñales de propósito general y no optimizadas específicamente para captar la actividad gástrica lenta. Adicionalmente, no son accesibles para todo público debido al precio. Por ejemplo, el sensor biosignalsplux® que ofrece una ganancia de 6114 y un ancho de banda de 0.01591 a 0.15910 Hz, pero su costo total supera los 700 USD al requerir un sistema adicional de adquisición de datos (PLUX – Wireless Biosignals, 2024). Otro ejemplo es el sistema MP200 con amplificador AMI100D de BIOPAC Systems Inc., el cual proporciona registros de alta fidelidad y una amplia capacidad de análisis (BIOPAC Systems Inc., 2025), aunque su alto costo y falta de portabilidad limitan su uso en entornos no convencionales más cómodos para el paciente.

Estas limitaciones dificultan el acceso a sistemas eficientes para la adquisición de señales EGG, y han contribuido a la escasez de bases de datos públicas confiables en este campo (Levinthal, 2022). Por ello, el desarrollo de nuevas tecnologías que permitan registrar señales EGG de forma accesible y confiable representa una línea de investigación abierta.

Este trabajo presenta el desarrollo de un sistema portátil, inalámbrico y no invasivo para el monitoreo de señales EGG. El sistema integra un circuito de adquisición compuesto por una etapa de preamplificación con un amplificador de instrumentación, filtros analógicos diseñados para captar la señal con bajo nivel de ruido, y una etapa de acondicionamiento que incluye un sumador no inversor, un convertidor analógico-digital (ADC) y un microcontrolador ESP32 para el envío inalámbrico de los datos a una interfaz gráfica. Las principales contribuciones de este estudio son el diseño e implementación de un dispositivo portátil de bajo costo y la validación experimental

de su funcionamiento con sujetos sanos. Este desarrollo ofrece una alternativa viable para el monitoreo gástrico no invasivo y sienta las bases para futuras investigaciones en la adquisición y análisis de señales electrogastrográficas.

2. Diseño del Sistema de EGG

El sistema propuesto para la adquisición de señales electrogastrográficas (EGG) está conformado por un módulo, cuyo circuito electrónico tiene una ganancia total de amplificación es de $G = 3916$, cuenta con un ancho de banda de adquisición de 15.92 mHz a 3.121 Hz y un offset a partir de un circuito sumador no inversor. Para la digitalización de la señal se utilizó un ADC delta-sigma, compatible con la interfaz de comunicación I²C (Inter-Integrated Circuit, por sus siglas en inglés). Asimismo, se implementó un mecanismo de transmisión inalámbrica mediante el protocolo User Datagram Protocol (UDP), que permite enviar los datos a una computadora para su visualización y almacenamiento.

2.1. Diseño electrónico

El diseño electrónico consta de seis etapas principales de instrumentación. El módulo desarrollado comprende las primeras 4 partes: preamplificación, filtrado, amplificación y acondicionamiento de señal. La adquisición y transmisión inalámbrica se conectan a dicho módulo. La Figura 3 muestra un diagrama general en el que se representan estas etapas. En dicho esquema, A_1 y A_2 indican los electrodos de entrada (negativo y positivo, respectivamente), R representa el electrodo de referencia, y la salida corresponde a la señal EGG con componentes positivas y negativas.

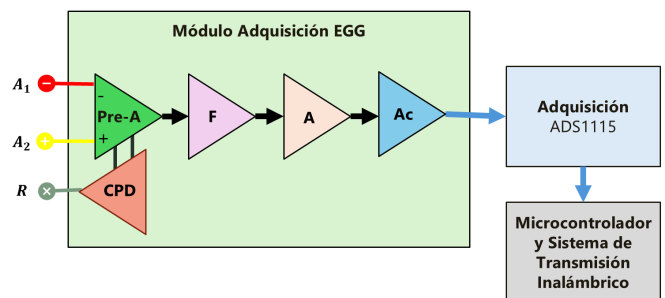


Figure 2: Diagrama general del sistema electrónico propuesto para la adquisición de señales EGG.

2.1.1. Preamplificación

La etapa de preamplificación está conformada por un amplificador de instrumentación INA122, acoplado a un amplificador operacional TL082 en configuración de Circuito de Pierna Derecha (CPD), con el objetivo de minimizar las interferencias de modo común presentes en el entorno. La elección del INA122 responde a sus características de alta impedancia de entrada y su alto CMRR (Common Mode Rejection Ratio, por sus siglas en inglés). Para esta aplicación, se configuró una ganancia inicial de $G_1 = 1000$. En la Figura 3 se muestra el diagrama del circuito eléctrico correspondiente a esta etapa, incluyendo los valores seleccionados para los componentes. La alimentación del circuito se estableció en $V_+ = 3.7 \text{ VDC}$ y $V_- = -3.7 \text{ VDC}$, con baterías de litio.

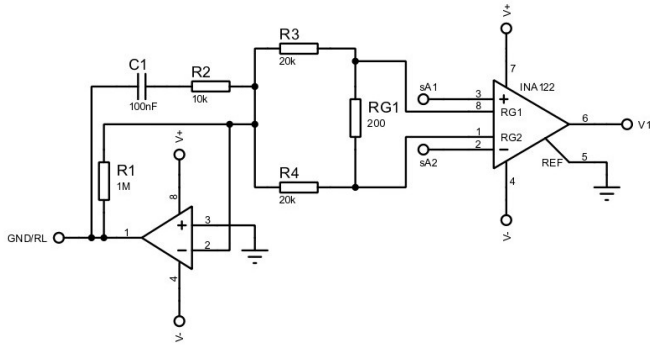


Figure 3: Diagrama eléctrico de la etapa de preamplificación. CPD acoplado al amplificador de instrumentación

2.1.2. Filtrado

La etapa de filtrado consiste en un arreglo pasa bandas, conformado por dos filtros activos de segundo orden con topología Butterworth: uno pasa altas con frecuencia de corte en 0.0159 Hz y otro pasa bajas con corte en 3.121 Hz. Ambos filtros emplean amplificadores operacionales TL081, con una estabilidad adecuada en frecuencias bajas. Esta configuración permite preservar el rango de frecuencias de interés mientras se atenúan componentes de ruido de muy baja y alta frecuencia, lo cual resulta esencial para analizar correctamente las oscilaciones del ritmo gástrico lento (Liang *et al.*, 2000). En la Figura 4 se presenta el diagrama del circuito electrónico correspondiente.

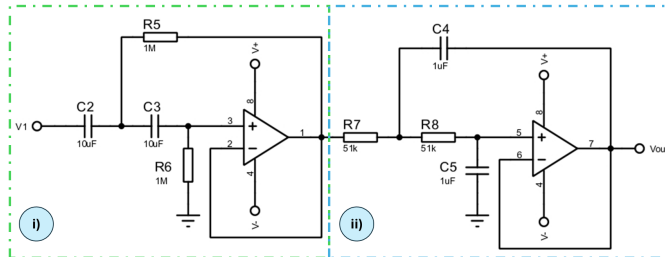


Figure 4: Diagrama general del sistema electrónico propuesto para la adquisición de señales EGG.

2.1.3. Amplificación

La Amplificación se realiza mediante un amplificador operacional TL082 en configuración no inversora (Malvino, 1994). Esta etapa añade una ganancia de $G_2 = 3.92$, que, combinada con la ganancia previa de $G_1 = 1000$, proporciona una ganancia total de $G = G_1 \times G_2 = 3917$. Esta ganancia fue seleccionada para ajustar la señal entre 0 y 3.3V, que es el voltaje que entrará al convertidor analógico digital.

2.1.4. Acondicionamiento de señal

La señal EGG cruda contiene componentes tanto positivas como negativas. Por esta razón, se requiere agregar un offset a la señal para hacerla puramente positiva. En este caso se agregó un sumador no inversor para cumplir esa función y con ello se le sumó $1.65V (\frac{3.3}{2}V)$ a la señal, como se observa en la Figura 5. En este diseño, se empleó el ADS1115, un ADC delta-sigma de 16 bits, compatible con la interfaz I²C. Este dispositivo ofrece

una mayor resolución en comparación con el ADC integrado del ESP32, de 12 bits.

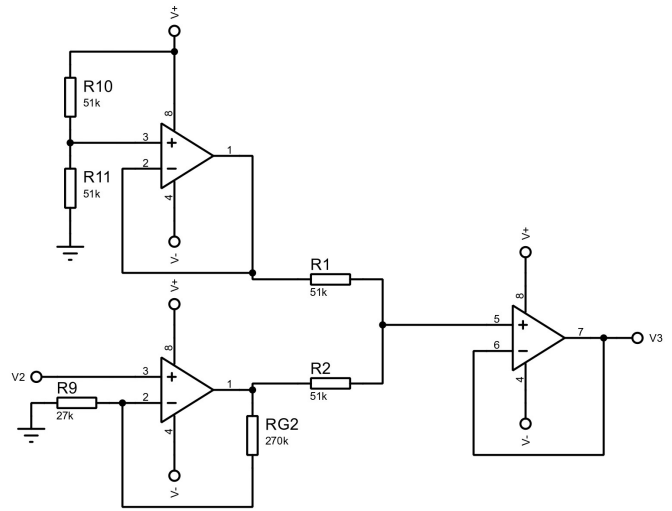


Figure 5: Diagrama eléctrico de las etapas de amplificación y acondicionamiento.

La Figura 6 muestra el esquema general de conexiones entre el circuito de acondicionamiento y el microcontrolador. Esta configuración asegura una digitalización precisa de la señal gástrica, preservando sus características espectrales relevantes (Zhou *et al.*, 2021).

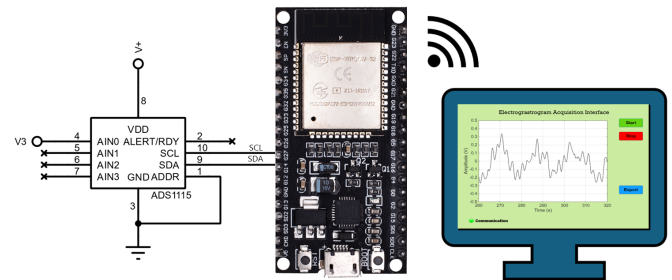


Figure 6: Esquema general de la conexión entre el ADS1115 y el microcontrolador ESP32

2.1.5. Microcontrolador y transmisión inalámbrica

La transmisión de los datos adquiridos se realizó de forma inalámbrica utilizando un microcontrolador ESP32, mediante comunicación WiFi sobre el protocolo User Datagram Protocol (UDP) a una frecuencia de muestreo de 4 Hz. Esta conexión permite enviar la señal digitalizada a una computadora personal, donde puede ser visualizada y almacenada para su posterior análisis.

2.2. Tarjeta de circuito impreso

Una vez concluido el diseño electrónico, se procedió a la elaboración de una tarjeta de circuito impreso (PCB, por sus

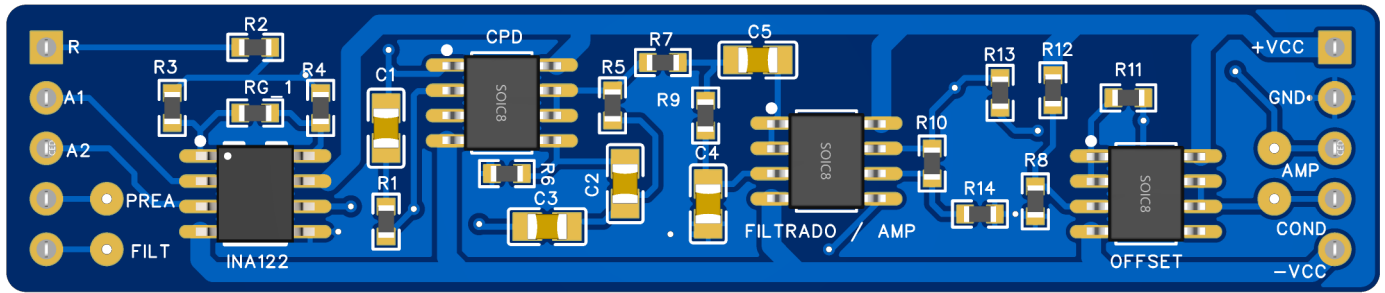


Figure 7: Vista general de la PCB del sistema inalámbrico de adquisición de EGG.

siglas en inglés), que integra las etapas de preamplificación, filtrado, amplificación y acondicionamiento de señal. El diseño fue realizado en la plataforma de Easy EDA. La Figura 7 muestra el renderizado de la PCB, la cual cuenta con dimensiones de 70mm 15mm.

2.3. Interfaz Gráfica de Usuario

La interfaz gráfica desarrollada para este sistema permite recolectar, visualizar y almacenar las señales EGG adquiridas. Fue implementada mediante App Designer de MATLAB®, lo que facilitó la integración de controles interactivos y gráficas de tiempo real (Figura 8).

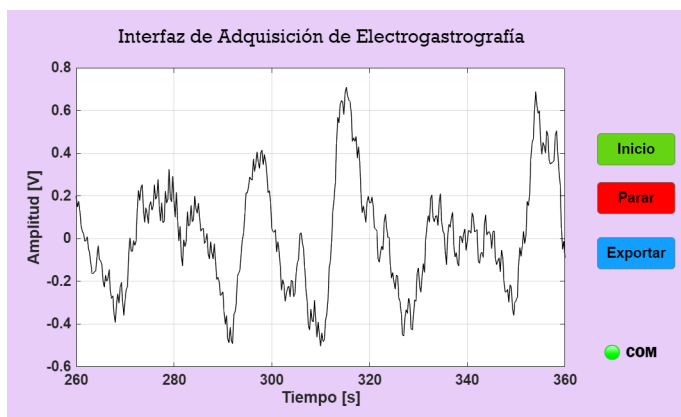


Figure 8: Interfaz gráfica de usuario desarrollada para el sistema EGG. Incluye controles para iniciar y detener la adquisición, exportar los datos, graficar la señal y visualizar el estado de la conexión (COM).

3. Resultados experimentales

Para validar el funcionamiento del sistema propuesto, se llevó a cabo una prueba experimental con voluntarios sanos. A continuación, se describen las características de los participantes y los resultados obtenidos durante la fase de adquisición y análisis de las señales electrogastrográficas.

3.1. Recolección de datos

El dispositivo desarrollado para la adquisición de EGG fue evaluado experimentalmente en un grupo de 10 voluntarios sanos (sin patologías gástricas diagnosticadas). A cada participante se le realizó un registro continuo de 10 minutos de duración. La muestra estuvo conformada por ocho hombres y dos mujeres, con edades entre 18 y 23 años, y una media de edad de 21.5 años. Todos los participantes firmaron previamente un

consentimiento informado como parte del protocolo de investigación.

El estudio fue aprobado por la Secretaría de Investigación y Posgrado del Instituto Politécnico Nacional, bajo el protocolo SIP-20250223, cumpliendo con los principios éticos establecidos en la Declaración de Helsinki.

Como parte de la metodología, se aplicó un breve cuestionario para registrar datos relevantes, como la edad y el género del participante. Posteriormente, se solicitó a cada voluntario acostarse en una camilla para proceder a la colocación de los electrodos. El área abdominal fue desinfectada con algodón y alcohol antes de aplicar tres electrodos húmedos, según la configuración estándar.

Durante la adquisición, se empleó el siguiente esquema de colocación: el electrodo verde como referencia, el amarillo como entrada positiva (A_2) y el rojo como entrada negativa (A_1), tal como se ilustra en la Figura 9. Tras la colocación, se registró la señal electrogastrográfica durante un periodo de 10 minutos, añadiendo 20 segundos adicionales para análisis posterior.

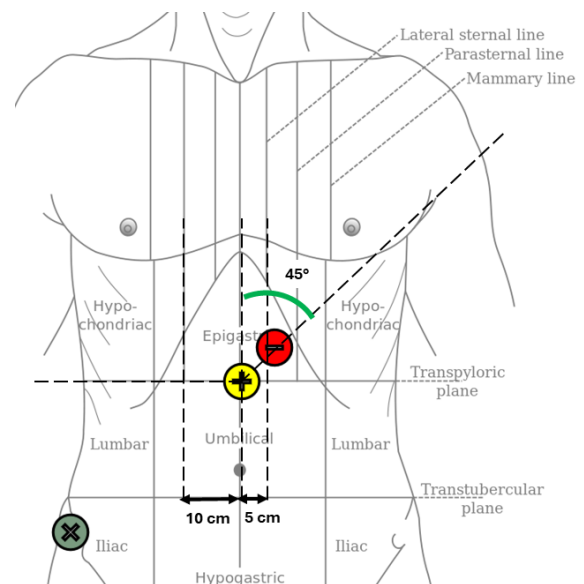


Figure 9: Ejemplo de la colocación de los electrodos húmedos sobre la superficie abdominal del voluntario.

Como resultado de la recolección de datos, la Figura 11 muestra el promedio de las señales EGG crudas obtenidas de todos los participantes. Puede observarse que las señales presentan un rango de voltaje consistente entre sujetos. También se incluye la desviación estándar (STD, por sus siglas en inglés)

correspondiente, lo que permite evaluar la variabilidad de las amplitudes medidas.

3.2. Procesamiento de señal

Para comenzar el análisis de las señales EGG adquiridas, se aplicó la Transformada Rápida de Fourier (FFT, por sus siglas en inglés) al promedio de las señales crudas. Como resultado, se identificaron tres componentes principales en el dominio de la frecuencia. De acuerdo con la literatura (Nicolai Wolpert, 2020), uno de estos componentes corresponde a la firma espectral del ritmo gástrico, mientras que los otros dos se encuentran dentro de los rangos característicos de los ritmos respiratorio y cardíaco.

Como se ilustra en la Figura 10, la metodología de procesamiento de señal aplicada constó de tres etapas principales.

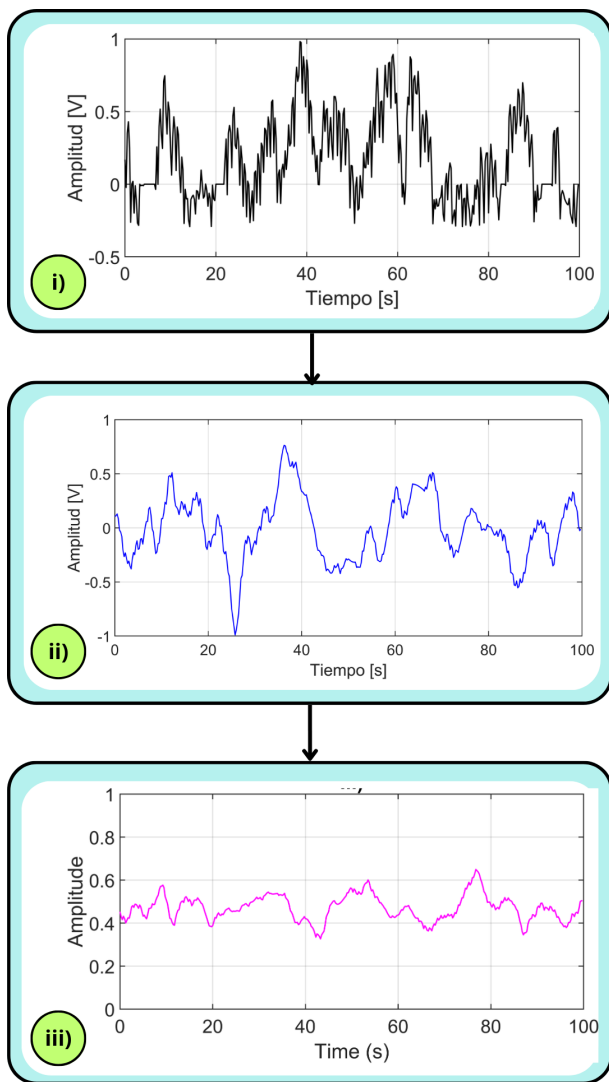


Figure 10: Metodología de procesamiento de señal aplicada a los registros EGG. (i) Señal cruda, (ii) señal filtrada digitalmente, (iii) señal normalizada.

En primer lugar, la señal cruda fue sometida a un filtrado digital pasa bandas, utilizando una combinación de filtros pasa bajas y pasa altas para conservar únicamente las frecuencias de interés, eliminando la deriva de línea base y el ruido de alta frecuencia. Posteriormente, como se muestra en la Figura 10 (ii),

la señal filtrada fue normalizada mediante la estrategia de normalización min-max, en la cual se utilizaron los valores mínimo y máximo globales entre todas las señales registradas.

Este proceso escaló la amplitud de cada señal a un rango uniforme entre 0 y 1 (Han *et al.*, 2011), como se aprecia en la Figura 10 (iii). La normalización permitió estandarizar las amplitudes entre sujetos y facilitó el análisis comparativo entre señales. Como resultado, tanto las señales como sus componentes espectrales se presentan en una escala adimensional, lo que se refleja en las magnitudes reportadas en las Tablas 1 y 2.

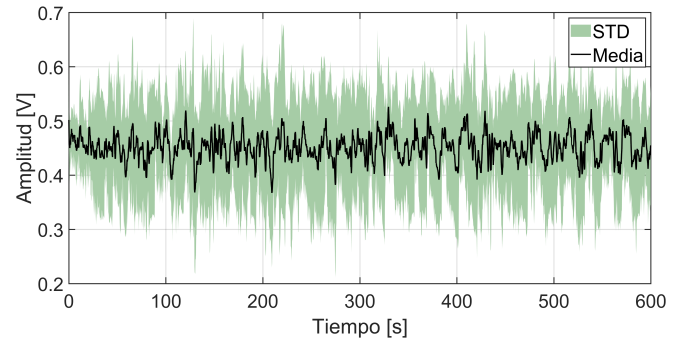


Figure 11: Promedio y desviación estándar (DE) de las señales EGG crudas registradas en los participantes.

3.3. Análisis de datos

Posteriormente, se analizó cada señal de forma individual. Para ello, se aplicó la metodología representada en la Figura 12, en la cual a partir de cada señal EGG cruda y normalizada se calculó su Espectro de Potencia (EP). Sobre dicho espectro se definieron tres ventanas de frecuencia para facilitar la identificación de componentes fisiológicos relevantes.

Las ventanas establecidas fueron las siguientes:

W_1 : 0.03–0.06 Hz (color rojo), asociada al ritmo gástrico lento.

W_2 : 0.2–0.4 Hz (color verde), correspondiente al ritmo respiratorio.

W_3 : 1–1.7 Hz (color cian), vinculada al ritmo cardíaco.

La Tabla 1 resume estos tres componentes espectrales principales, organizados en ventanas de análisis específicas.

Table 1: Componentes principales en el espectro de la señal EGG promedio			
Ventana	W_1	W_2	W_3
Magnitud	1274.773	138.392	21.950
Frecuencia [Hz]	0.055	0.232	1.138

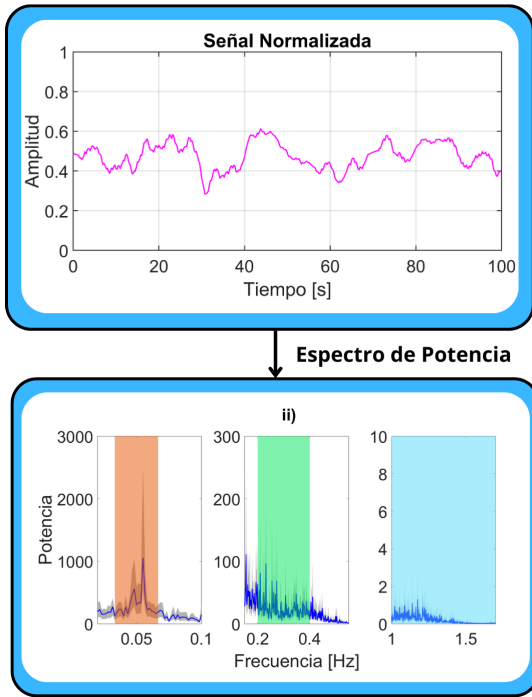


Figure 12: Metodología aplicada para el procesamiento espectral de las señales EGG normalizadas.

A continuación, se obtuvo el promedio de los espectros de potencia. La Figura 13 muestra que en la ventana W_1 se presenta un pico prominente en 0.055 Hz, lo que confirma la presencia del ritmo gástrico característico (señalado con un punto amarillo).

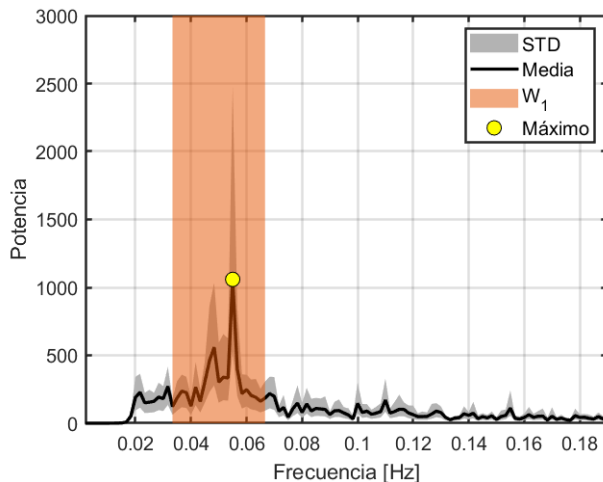


Figure 13: Ventana 1. Rango de frecuencias característico del RG.

La Tabla 2 resume los componentes de frecuencia máximos identificados en cada una de las tres ventanas para cada uno de los sujetos. Se incluye también el promedio y la desviación estándar (DE) de los valores obtenidos en cada ventana. Esta información confirma la consistencia de los patrones espectrales entre los participantes y respalda la capacidad del sistema para registrar adecuadamente señales fisiológicas relevantes.

Table 2: Frecuencias máximas (F) y magnitudes (M) obtenidas por sujeto en cada ventana de análisis espectral.

Sujeto	W_1		W_2		W_3	
	F	M	F	M	F	M
S1	0.047	4.99	0.29	2.84	0.97	2.84
S2	0.053	20.43	0.34	21.23	1.01	21.23
S3	0.052	42.17	0.20	21.28	0.87	21.28
S4	0.055	102.99	0.39	10.42	1.21	10.42
S5	0.055	30.06	0.21	7.25	1.47	7.25
S6	0.050	49.36	0.23	16.44	0.87	16.44
S7	0.047	56.28	0.26	30.37	0.85	30.38
S8	0.048	58.27	0.26	9.88	1.44	9.88
S9	0.060	25.54	0.21	7.05	1.19	7.05
S10	0.058	35.22	0.20	8.77	0.99	8.77
Promedio	0.053	42.53	0.26	13.55	1.09	13.55
DE	0.004	25.561	0.063	8.081	0.219	8.081

4. Conclusiones

De acuerdo con los resultados obtenidos, la metodología desarrollada permite una adquisición precisa de la actividad mioeléctrica gástrica mediante un sistema práctico, portátil y de bajo costo, lo cual representa una contribución relevante para investigaciones futuras en electrogastrografía.

El sistema fue validado experimentalmente con diez voluntarios sanos. El análisis espectral de las señales recolectadas evidenció la presencia consistente de los componentes de frecuencia característicos del ritmo gástrico, lo que confirma la viabilidad y funcionalidad del dispositivo propuesto para el monitoreo no invasivo de la actividad gástrica.

Además, el sistema facilita la recolección y almacenamiento sistemático de registros electrogastrogástricos en un formato estandarizado. Esta característica abre la posibilidad de construir bases de datos robustas, contribuyendo a subsanar la actual falta de conjuntos de datos públicos en esta área. La disponibilidad de dichas bases podría servir como punto de partida para el desarrollo de enfoques avanzados basados en datos, incluyendo aplicaciones de inteligencia artificial y algoritmos de aprendizaje automático, orientados a mejorar la clasificación, diagnóstico y comprensión de los trastornos de motilidad gástrica.

Como trabajo futuro, se plantea el desarrollo de un dispositivo de adquisición multicanal para monitoreo prolongado, así como la creación de una base de datos abierta que permita ampliar el análisis clínico y experimental de la señal EGG.

References

- BIOPAC Systems Inc. (2025). Electrogastragram amplifier (egg100c). Accessed: 2025-05-12.
- Chang, F.-Y. (2005). Electrogastrography: basic knowledge, recording, processing and its clinical applications. *Journal of gastroenterology and hepatology*, 20(4):502–516.
- Diseases, G. . y Collaborators, I. (2020). Global burden of 369 diseases and injuries in 204 countries and territories, 1990–2019: a systematic analysis. *The Lancet*, 396(10258):1204–1222.
- Han, J., Kamber, M., y Pei, J. (2011). *Data Mining: Concepts and Techniques*. Elsevier, 3rd edición.
- Koch, K. L. y Stern, R. M. (2004). *Handbook of electrogastrography*. Oxford University Press.

- Levinthal, D. J. (2022). Slow Wave(s) of Enthusiasm: Electrogastronomy as an Electrodiagnostic Tool in Clinical Gastroenterology. *Digestive Diseases and Sciences*, 67:737–738.
- Liang, H., Lin, Z., y McCallum, R. W. (2000). Artifact reduction in electrogastronomy based on empirical mode decomposition method. *Medical and Biological Engineering and Computing*, 38:35–41.
- Malvino, A. P. (1994). *Principios de Electrónica*. McGraw-Hill, Buenos Aires. ISBN y otros detalles pueden variar según la edición.
- Nicolai Wolpert, Ignacio Rebollo, C. T.-B. (2020). Electrogastronomy for psychophysiological research: Practical considerations, analysis pipeline, and normative data in a large sample. *Psychophysiology*, 57.
- Parkman, H. P., Hasler, W. L., Barnett, J., y Eaker, E. (2003). Electrogastronomy: a document prepared by the gastric section of the american motility society clinical gi motility testing task force. *Neurogastroenterology & Motility*, 15(2):89–102.
- PLUX – Wireless Biosignals (2024). Electrogastronomy (egg). Accessed: 2025-05-09.
- SSA (2022). Informe de servicios de atención médica, México 2021-2022. <https://www.gob.mx/salud/documentos/informes-de-servicios-de-atencion-medica>. Consultado en junio de 2025.
- Wang, Z., He, Z., y Chen, J. (1998). Optimized overcomplete signal representation and its applications to time-frequency analysis of electrogastronomy. *Annals of biomedical engineering*, 26:859–869.
- Yin, J. y Chen, J. D. (2013). Electrogastronomy: methodology, validation and applications. *Journal of neurogastroenterology and motility*, 19(1):5.
- Zhou, Y., Lin, Z., y Chen, J. D. (2021). Applications and challenges of electrogastronomy in clinical practice. *Frontiers in Neuroscience*, 15:647276.