Ciencia Latina Revista Científica Multidisciplinar, Ciudad de México, México.
ISSN 2707-2207 / ISSN 2707-2215 (en línea), septiembre-octubre 2026,
Volumen 10, Número 5.

https://doi.org/10.37811/cl_rcm.v10i5

DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN SISTEMA NDIR PORTÁTIL PARA LA DETECCIÓN TEMPRANA DE HELICOBACTER PYLORI MEDIANTE ANÁLISIS DE ALIENTO

DESIGN AND IMPLEMENTATION OF A PORTABLE NDIR SYSTEM FOR EARLY DETECTION OF HELICOBACTER PYLORI THROUGH BREATH ANALYSIS

Eduardo de la Cruz Gámez
Tecnológico Nacional de México

Miriam Martinez Arroyo
Tecnológico Nacional de México

José Antonio Montero Valverde
Tecnológico Nacional de México

Juan Miguel Hernández Bravo
Tecnológico Nacional de México

DOI: https://doi.org/10.37811/cl_rcm.v10i5.26216

Diseño e Implementación de un Sistema NDIR Portátil para la Detección Temprana de Helicobacter Pylori Mediante Análisis de Aliento

Eduardo de la Cruz Gámez[1]
eduardo.dg@acapulco.tecnm.mx
https://orcid.org/0000-0003-3318-788X
Tecnológico Nacional de México
campus Acapulco
México

Miriam Martinez Arroyo
miriam.ma@acapulco.tecnm.mx
https://orcid.org/0000-0002-1781-804X
Tecnológico Nacional de México
campus Acapulco
México

José Antonio Montero Valverde
jose.mv@acapulco.tecnm.mx
https://orcid.org/0009-0000-5357-3257
Tecnológico Nacional de México
campus Acapulco
México

Juan Miguel Hernández Bravo
juan.hb@acapulco.tecnm.mx
https://orcid.org/0000-0003-4892-3368
Tecnológico Nacional de México
México

RESUMEN

La infección por Helicobacter pylori afecta a una proporción considerable de la población mundial y representa el principal factor de riesgo conocido para el desarrollo de gastritis crónica, úlcera péptica y adenocarcinoma gástrico. Los métodos diagnósticos convencionales —la endoscopia con biopsia y las pruebas de aliento con isótopos marcados analizadas por espectrometría de masas— dependen de equipos especializados y de infraestructura hospitalaria que resulta poco accesible en comunidades rurales o de escasos recursos. En este trabajo se documenta el diseño, la construcción y la validación experimental preliminar de un espectrofotómetro portátil de bajo costo, fundamentado en espectroscopía de infrarrojo no dispersivo (NDIR). El dispositivo se concibió como herramienta de apoyo para la detección no invasiva de H. pylori, a partir de las variaciones en la concentración de dióxido de carbono (CO_2) presentes en el aliento humano. El prototipo integra una cámara de absorción óptica fabricada mediante manufactura aditiva en polímero ABS, una unidad de procesamiento central basada en Raspberry Pi Zero 2 W, y un convertidor analógico-digital de 16 bits (ADS1115) responsable de digitalizar la señal generada por el par emisor-receptor infrarrojo sintonizado en 4300 nm. El acondicionamiento de la señal se realizó con un amplificador operacional de bajo ruido y algoritmos de filtrado digital programados en Python. Por su parte, la comunicación con la aplicación móvil se estableció mediante una API REST desarrollada con FastAPI. En una prueba funcional de referencia, el sistema comparó una muestra basal de aliento (1.0295 V) con una muestra enriquecida (1.5457 V), registrando una variación de 50.14 % entre ambas lecturas, sobre la cual el software emitió un veredicto automatizado de "apto". Estos resultados constituyen evidencia preliminar de que es técnicamente viable desarrollar instrumentación médica funcional, portátil y de bajo costo con componentes comerciales, si bien se requiere una validación clínica con un número mayor de sujetos antes de considerar su uso diagnóstico.

***Palabras clave*:** espectroscopía NDIR, helicobacter pylori, diagnóstico no invasivo, ley de beer-lambert, instrumentación biomédica de bajo costo

[1] Autor principal
Correspondencia: eduardo.dg@acapulco.tecnm.mx

Design and Implementation of a Portable NDIR System For Early Detection of Helicobacter Pylori Through Breath Analysis

ABSTRACT

Helicobacter pylori infection affects a substantial share of the world's population and is the leading known risk factor for chronic gastritis, peptic ulcer disease, and gastric adenocarcinoma. Conventional diagnostic approaches — endoscopic biopsy and isotope-labeled breath tests analyzed by mass spectrometry — rely on specialized equipment and hospital infrastructure that remains largely inaccessible in rural or low-resource settings. This paper documents the design, construction, and preliminary experimental validation of a low-cost portable spectrophotometer based on non-dispersive infrared (NDIR) spectroscopy, intended as a support tool for the non-invasive detection of H. pylori through variations in the carbon dioxide (CO_2) concentration of human breath. The prototype integrates an optical absorption chamber manufactured through additive manufacturing in ABS polymer, a central processing unit based on a Raspberry Pi Zero 2 W, and a 16-bit analog-to-digital converter (ADS1115) responsible for digitizing the signal produced by the infrared emitter-receiver pair tuned to 4300 nm. Signal conditioning was performed with a low-noise operational amplifier and digital filtering algorithms written in Python, while communication with a mobile application was established through a REST API built with FastAPI. In a reference functional test, the system compared a baseline breath sample (1.0295 V) with an enriched sample (1.5457 V), recording a 50.14 % variation between both readings, upon which the software issued an automated "fit" verdict. These results provide preliminary evidence that functional, portable, low-cost medical instrumentation can be built from commercial components, although clinical validation with a larger cohort is required before any diagnostic use can be considered.

***Keywords*:** NDIR spectroscopy; helicobacter pylori; non-invasive diagnosis; beer-lambert law; low-cost biomedical instrumentation

Artículo recibido 20 julio 2026
Aceptado para publicación: 20 agosto 2026

INTRODUCCIÓN

Helicobacter pylori (H. pylori) es una bacteria gramnegativa de morfología espiralada que coloniza el epitelio gástrico humano y cuya presencia se asocia de forma consistente con el desarrollo de gastritis crónica, úlcera péptica y, en su forma más severa, adenocarcinoma gástrico. Se estima que más de la mitad de la población mundial está colonizada por esta bacteria, lo que la convierte en uno de los patógenos humanos más extendidos (Kusters, van Vliet, & Kuipers, 2006). Dada esta relación causal, la detección oportuna de la bacteria constituye un componente central de las estrategias de prevención de enfermedades gastrointestinales, particularmente en regiones donde el acceso a servicios de salud especializados es limitado.

Los métodos diagnósticos disponibles se dividen, en términos generales, en invasivos y no invasivos. Entre los primeros destaca la endoscopia con toma de biopsia, procedimiento de alta precisión, pero costoso, incómodo para el paciente y dependiente de personal médico altamente capacitado. Entre los segundos, la prueba de aliento con urea marcada con carbono-13 (13C-UBT) es la más utilizada. Esta técnica aprovecha la actividad de la enzima ureasa secretada por la bacteria, la cual descompone la urea ingerida en amoníaco y CO_2 marcado isotópicamente, susceptible de cuantificarse en el aliento exhalado (Kusters, van Vliet, & Kuipers, 2006). Aunque esta prueba evita los inconvenientes de la endoscopia, su implementación convencional depende de espectrómetros de masas de relación isotópica, equipos costosos que rara vez están disponibles fuera de laboratorios clínicos de tercer nivel. Revisiones sistemáticas recientes reportan que las pruebas de aliento basadas en sensores alcanzan niveles de sensibilidad y especificidad diagnóstica comparables a métodos de referencia (Yang, Chen, & Tsai, 2021).

Frente a este panorama, la miniaturización de sensores ópticos y el abaratamiento de plataformas de cómputo embebido han abierto la posibilidad de desarrollar instrumentación médica portátil sin sacrificar de manera significativa la capacidad analítica. La espectroscopía de infrarrojo no dispersivo (NDIR) es una de las tecnologías más adecuadas para este propósito: ofrece alta selectividad hacia el CO_2, buena estabilidad a largo plazo y un costo de implementación considerablemente menor que otras técnicas espectroscópicas o la espectrometría de masas (Xu, Peng, Zhu, & Guo, 2022; Dong et al., 2017).

El presente artículo documenta el proceso de diseño, fabricación e integración de un espectrofotómetro portátil basado en NDIR, desarrollado como proyecto de residencia profesional en el Tecnológico Nacional de México, Campus Acapulco. El objetivo del dispositivo es ofrecer una alternativa tecnológica accesible que apoye el diagnóstico no invasivo de H. pylori mediante el análisis de las variaciones de CO_2 en el aliento humano. Para ello, combina manufactura aditiva, electrónica de instrumentación y cómputo embebido en un sistema autónomo, portátil y de bajo costo.

MARCO TEÓRICO

Mecanismo bioquímico de Helicobacter pylori

La capacidad de H. pylori para sobrevivir en el ambiente ácido del estómago depende principalmente de la enzima ureasa, que descompone la urea en amoníaco y dióxido de carbono. El amoníaco neutraliza localmente el ácido gástrico circundante, mientras que el CO_2 generado se difunde hacia el torrente sanguíneo y es finalmente expulsado a través de los pulmones (Kusters, van Vliet, & Kuipers, 2006). Esta ruta bioquímica es la base fisiológica que permite cuantificar, de forma indirecta y no invasiva, la actividad de la bacteria mediante el análisis de la composición del aliento exhalado.

Espectroscopía de infrarrojo no dispersivo (NDIR)

La tecnología NDIR se basa en la capacidad de determinadas moléculas de gas para absorber radiación infrarroja en longitudes de onda específicas, características de sus modos vibracionales. Para el caso del dióxido de carbono, el pico de absorción se ubica alrededor de los 4300 nm, banda que permite identificarlo de manera selectiva frente a otros gases presentes en el aliento (Xu, Peng, Zhu, & Guo, 2022). Un sistema NDIR típico se compone de una fuente infrarroja, una cámara de absorción donde la luz interactúa con la muestra de gas, un filtro óptico de banda estrecha y un detector térmico o termopila. Su atractivo para aplicaciones portátiles radica en la ausencia de partes móviles —a diferencia de los espectrómetros dispersivos que requieren rejillas de difracción— así como en su relativa insensibilidad a la contaminación cruzada de otros analitos (Dong et al., 2017). Su bajo consumo energético y la ausencia de partes móviles lo hacen igualmente adecuado para despliegues portátiles alimentados por batería (Gibson & MacGregor, 2013).

Ley de Beer-Lambert

El principio fisicoquímico que rige la medición NDIR es la Ley de Beer-Lambert, la cual establece una relación lineal entre la absorbancia (A) de una muestra y la concentración del analito (C) a lo largo de una trayectoria óptica definida (B). Esta relación garantiza que, si el camino óptico permanece constante, cualquier variación en la intensidad de luz detectada sea atribuible exclusivamente a un cambio en la concentración del gas de interés (Walton, 2005). Sobre esta base se construye el criterio de diagnóstico del prototipo: comparar la atenuación óptica de una muestra basal con la de una muestra enriquecida en CO_2 tras la ingesta de urea marcada.

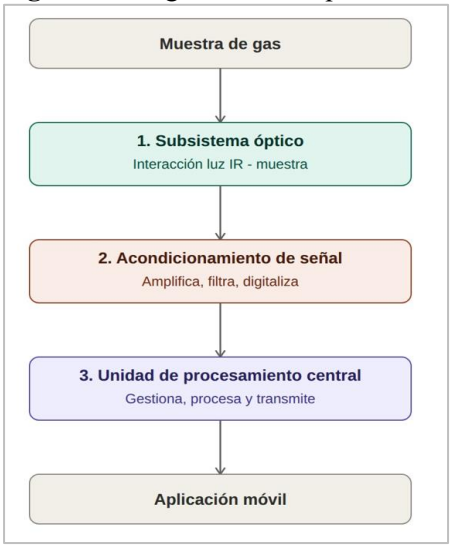
Acondicionamiento de señal y conversión analógica-digital

Los fotodetectores infrarrojos entregan señales del orden de los microvoltios o milivoltios, lo que las hace altamente susceptibles al ruido electromagnético y a la deriva térmica. Por ello, resulta indispensable una etapa de acondicionamiento basada en amplificadores operacionales de bajo ruido y alta ganancia antes de digitalizar la señal (Atkins & de Paula, 2008). En este proyecto, la digitalización se realizó con el convertidor ADS1115, un ADC de 16 bits que ofrece una resolución de 65 536 niveles, suficiente para diferenciar variaciones mínimas de concentración que sistemas de menor resolución no podrían distinguir del ruido de fondo. La integración de plataformas de cómputo embebido de bajo costo, como la Raspberry Pi, con convertidores de esta precisión ha sido documentada como una vía viable para desarrollar analizadores de gas compactos orientados al monitoreo en tiempo real (Xu, Tian, Lin, Xu, & Tao, 2024; Vincent & Gardner, 2016).

MATERIALES Y MÉTODOS

El desarrollo del espectrofotómetro se organizó en tres subsistemas funcionales que operan de manera coordinada: (1) un subsistema óptico responsable de la interacción física entre la luz infrarroja y la muestra de gas; (2) un subsistema de acondicionamiento y adquisición de señal, encargado de amplificar, filtrar y digitalizar la respuesta del sensor; y (3) una unidad de procesamiento central que gestiona la secuencia de medición, ejecuta el procesamiento digital de la señal y transmite los resultados a una aplicación móvil. La Figura 1 resume el flujo de información entre estas etapas.

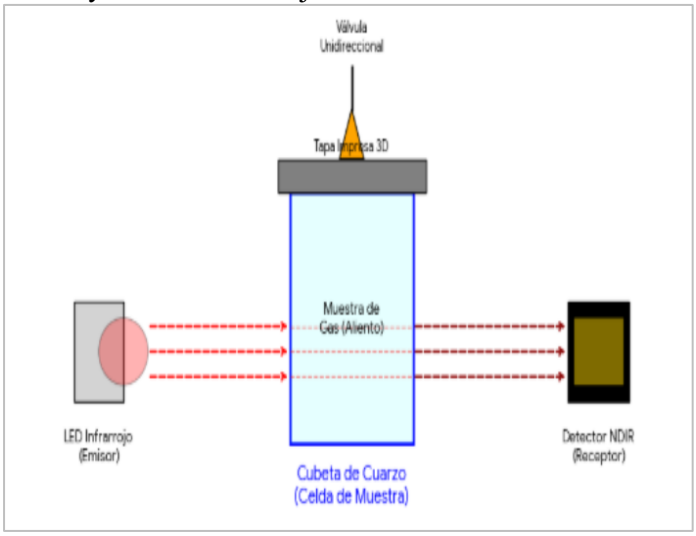
Figura 1. Diagrama de bloques del flujo de señal y control centralizado del sistema NDIR.



Subsistema de detección óptica

El núcleo óptico del instrumento está formado por una celda de cuarzo, seleccionada por su alta transmitancia en el infrarrojo medio, la cual minimiza las pérdidas de señal atribuibles al propio material de la celda. Como fuente de emisión se utilizó un LED infrarrojo (L15895-0430MA) sintonizado a 4300 nm, longitud de onda coincidente con el pico de absorción molecular del CO_2. Del lado receptor se empleó un fotodetector (AK9710AEF01) sensible en la banda de 4280 a 4300 nm, encargado de convertir la intensidad de luz residual —tras atravesar la muestra de aliento— en una micro-corriente eléctrica proporcional. La Figura 2 ilustra la disposición del emisor, la cubeta de muestra y el detector a lo largo del camino óptico.

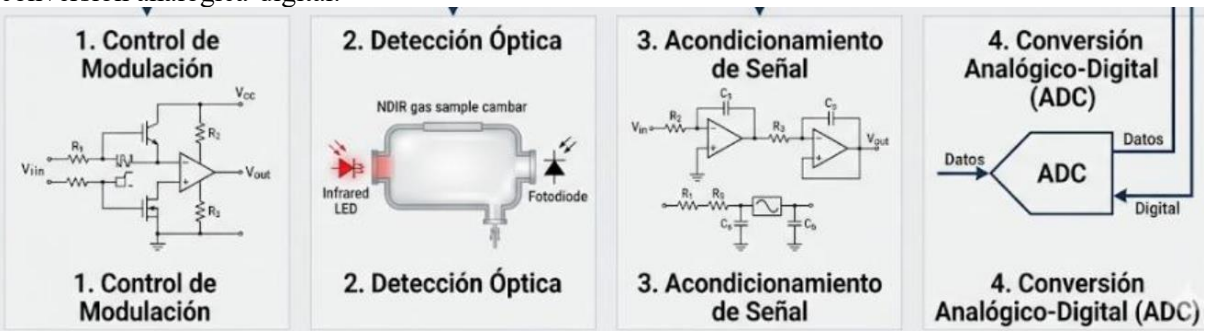
Figura 2. Trayecto óptico del módulo NDIR: emisor infrarrojo, cubeta de cuarzo con la muestra de aliento y detector infrarrojo.



Subsistema de acondicionamiento y adquisición de señal

La señal diferencial entregada por el detector se procesó mediante un amplificador operacional de bajo ruido (OPA2387DGKR), configurado como amplificador de transimpedancia para convertir la micro-corriente del fotodetector en un voltaje manejable. Este tipo de configuración resulta idónea para minimizar el ruido de fondo en fotodetectores infrarrojos de baja impedancia (Achtenberg, Scandurra, Mikołajczyk, Ciofi, & Bielecki, 2023). Una red de componentes pasivos —resistencia de retroalimentación de 1 MΩ y capacitores cerámicos de desacoplo— definió la ganancia del circuito y conformó, además, un filtro pasa-bajas que atenúa el ruido de alta frecuencia antes de la conversión analógica-digital. La emisión del LED infrarrojo se moduló mediante un transistor de conmutación 2N2222, controlado desde el pin GPIO 17 de la unidad central, lo que permitió operar el emisor en pulsos para reducir el consumo energético y facilitar el filtrado del ruido de fondo. La señal ya acondicionada se digitalizó con el convertidor ADS1115 de 16 bits, conectado a la unidad de procesamiento mediante el bus I2C (pines SDA/SCL). La Figura 3 presenta el diagrama esquemático completo del circuito.

Figura 3. Diagrama del circuito de acondicionamiento de señal, modulación del emisor infrarrojo y conversión analógica-digital.



Procesamiento central y gestión energética

El control del hardware recayó en una Raspberry Pi Zero 2 W, encargada de modular el transistor emisor, leer los datos digitales del ADS1115 a través del bus I2C, aplicar los algoritmos de filtrado y transmitir los resultados a la interfaz móvil. La viabilidad de este tipo de plataformas de bajo costo para integrar sensores y periféricos en dispositivos embebidos ha sido documentada previamente (Sapes & Solsona, 2016). La autonomía energética del prototipo se resolvió mediante una placa de expansión

Geekworm X306 V1.5, que funciona como un sistema de alimentación ininterrumpida (UPS) compatible con la Raspberry Pi Zero 2 W. Esta placa entrega un voltaje regulado de 5.1 V con una corriente máxima de 4000 mA a partir de una batería de ion-litio 18650, e incorpora protecciones contra polaridad inversa, sobrecorriente y sobrevoltaje, además de un circuito de corte automático de descarga a 2.4 V para evitar el deterioro de la celda.

Manufactura y estructura física

La carcasa, los soportes internos y la cámara de absorción se modelaron paramétricamente en FreeCAD y se fabricaron por manufactura aditiva (impresión 3D) en polímero ABS, laminado con el software UltiMaker Cura. El diseño priorizó la alineación concéntrica del emisor, la cubeta de cuarzo y el detector, empleando guías micrométricas impresas para minimizar desviaciones mecánicas que pudieran introducir lecturas erráticas. Durante la fase de manufactura fue necesario ajustar de manera iterativa la temperatura de boquilla y de cámara de impresión para mitigar la deformación térmica (warping) característica del ABS, así como aplicar tratamientos de hermeticidad para evitar fugas en la muestra de aliento (figura 4). Estos ajustes son consistentes con estudios que muestran que el control de la temperatura de la cámara de impresión reduce significativamente los defectos de deformación en piezas fabricadas en ABS (Jaber, Saleh, & Ibraheem, 2025).

Figura 4. Prototipo físico



Desarrollo de software y comunicación inalámbrica

El firmware de control se desarrolló en Python sobre Raspberry Pi OS, utilizando las bibliotecas Adafruit-Blinka y adafruit-circuitpython-ads1x15 para la interfaz con el hardware, y el framework FastAPI —servido mediante Uvicorn— para exponer una API REST.

Este tipo de arquitectura cliente-servidor basada en servicios REST ha demostrado ser eficaz para vincular dispositivos médicos portátiles con aplicaciones móviles (Andry, Wan, & Nicholson, 2011). Se implementaron tres rutas principales: una ruta raíz de diagnóstico que reporta el estado del hardware, y dos rutas operativas (/api/basal y /api/enriquecida) que, al ser invocadas por la aplicación móvil, disparan la secuencia de captura —encendido del LED, estabilización de 1 segundo, lectura del voltaje y apagado del LED— y devuelven el resultado en formato JSON. Del lado del algoritmo de procesamiento, se aplicó un filtro de media móvil para atenuar las fluctuaciones de alta frecuencia asociadas al ruido electromagnético y a la deriva térmica, siguiendo un enfoque similar al reportado por Xu, Tian, Lin, Xu y Tao (2024) para analizadores NDIR embebidos. Este tipo de filtrado ha mostrado mejoras comparables en la relación señal-ruido de señales biomédicas adquiridas con instrumentación de bajo costo (Al-Hetari et al., 2024). La comunicación con la aplicación móvil se estableció sobre la red Wi-Fi local, con un enfoque de conectividad inalámbrica comparable al empleado en redes de sensores NDIR de bajo costo para monitoreo ambiental de CO_2 (Wang, Niu, Zheng, Zheng, & Wang, 2016).

Protocolo de prueba funcional

El protocolo de prueba replica, a nivel conceptual, la lógica de la prueba de aliento con urea marcada. En primer lugar, el paciente exhala directamente hacia la boquilla del dispositivo para registrar una muestra basal (t = 0 min). Posteriormente, el paciente ingiere una dosis de urea marcada y, tras un periodo de espera de veinte minutos —tiempo necesario para que la ureasa bacteriana metabolice el sustrato—, se captura una segunda muestra, denominada enriquecida. El sistema calcula la variación porcentual de voltaje entre ambas lecturas y, con base en umbrales clínicos configurados en el software, emite un veredicto automatizado sobre la condición del paciente.

RESULTADOS

Prototipo físico integrado

El resultado del proceso de manufactura fue un prototipo compacto tipo "todo en uno", que aloja en un solo chasis la cámara óptica, la electrónica de acondicionamiento, la unidad de procesamiento y la batería (Figura 5). El diseño final logró una alineación estable entre el emisor y el detector infrarrojo, así como hermeticidad suficiente para evitar fugas de la muestra de aliento durante la medición.

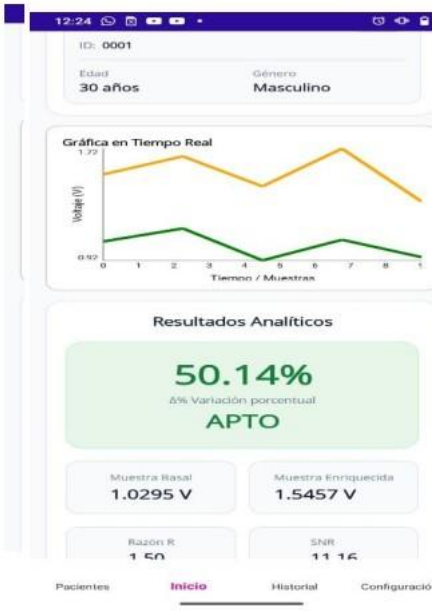
Figura 5. Prototipo físico integrado: vista interior mostrando la cámara óptica, la batería y las placas electrónicas (derecha).



Validación de la adquisición de datos

Las pruebas de banco confirmaron que el convertidor ADS1115 captura variaciones de voltaje en el orden de los milivoltios con la resolución necesaria para diferenciar niveles mínimos de CO_2. El procesamiento digital de la señal —filtrado de media móvil aplicado sobre la señal cruda— redujo las fluctuaciones de alta frecuencia y mantuvo las desviaciones estándar de la señal procesada dentro de un rango considerado apto para fines de diagnóstico preliminar, disminuyendo la probabilidad de falsos positivos. La interfaz móvil, por su parte, mostró las curvas de absorbancia en tiempo real, con un flujo de datos bidireccional estable entre el prototipo y la aplicación (Figura 6).

Figura 6. Síntesis del informe de pruebas de desempeño: validación de la adquisición con el ADC de 16 bits, reducción de falsos positivos mediante filtrado digital, y visualización móvil en tiempo real.

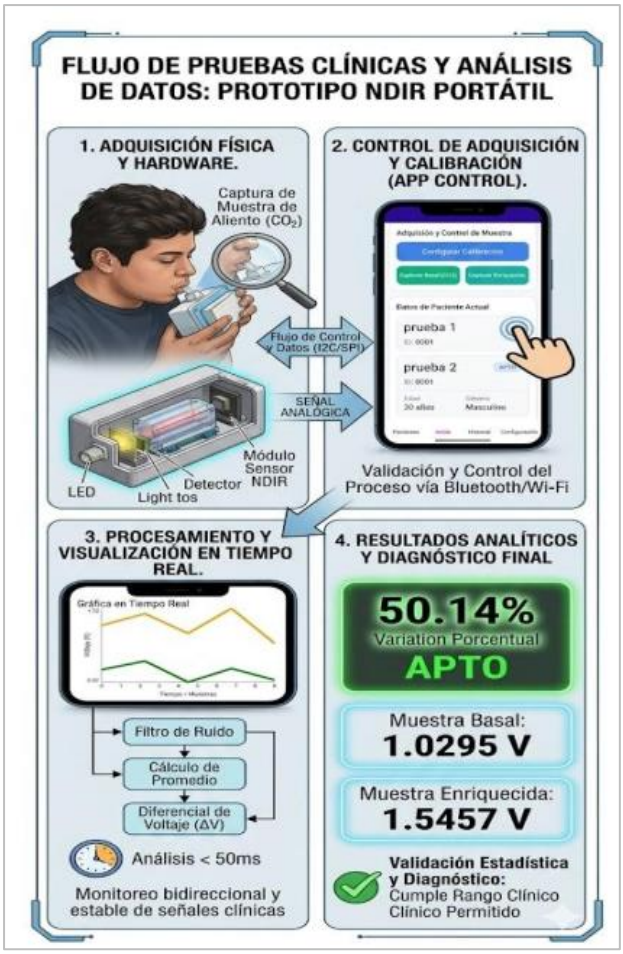


Caso de prueba: muestra basal frente a muestra enriquecida

En una prueba funcional de referencia realizada con el prototipo, se registró un voltaje de 1.0295 V para la muestra basal y de 1.5457 V para la muestra enriquecida, lo que representa una variación de 50.14 % entre ambas lecturas.

Considerando los umbrales clínicos programados en el sistema —definidos a partir de los rangos de variación reportados en la literatura para pruebas de aliento con urea marcada—, el software emitió automáticamente el diagnóstico de "apto", es decir, compatible con una variación significativa de CO_2 atribuible a la actividad de la ureasa bacteriana. La Figura 6 resume el flujo completo de la prueba, desde la adquisición física de la muestra hasta el diagnóstico final.7

Figura 7. Flujo de pruebas clínicas y análisis de datos: adquisición física, control desde la aplicación móvil, procesamiento en tiempo real y diagnóstico final.



DISCUSIÓN

Los resultados obtenidos son consistentes con lo reportado en la literatura sobre sensores NDIR de bajo costo: la resolución de 16 bits del ADS1115 resultó suficiente para diferenciar la muestra basal de la enriquecida con un margen amplio (50.14 %), en línea con el planteamiento de que los sistemas multi-gas NDIR de arquitectura relativamente sencilla pueden alcanzar la sensibilidad necesaria para diferenciar concentraciones de CO_2 del ruido de fondo (Dong et al., 2017; Xu, Peng, Zhu, & Guo, 2022). De manera similar, la viabilidad de alcanzar precisión analítica adecuada para análisis de aliento con componentes de bajo costo —observada en este prototipo a través del filtro de media móvil— coincide con lo reportado para sistemas NDIR basados en MEMS diseñados específicamente para la monitorización de CO_2 en aliento a niveles de ppm (Vincent & Gardner, 2016).

No obstante, es importante señalar las limitaciones del presente estudio. En primer lugar, el resultado reportado corresponde a una única prueba funcional de referencia y no a un ensayo clínico con una muestra estadísticamente representativa de pacientes; por lo tanto, el valor de 50.14 % debe interpretarse como evidencia de que el sistema es capaz de detectar una variación de concentración de CO_2, y no como un umbral diagnóstico validado clínicamente. En segundo lugar, los umbrales de decisión programados en el software se basaron en referencias de la literatura y no en un estudio de calibración propio con múltiples sujetos, por lo que su sensibilidad y especificidad reales permanecen por determinar. Finalmente, si bien se implementaron estrategias de acondicionamiento y filtrado para mitigar el ruido electromagnético y la deriva térmica, no se realizó una caracterización metrológica formal (repetibilidad, reproducibilidad e incertidumbre de medición) que permita establecer límites de detección y cuantificación con rigor estadístico.

Estas limitaciones no invalidan la contribución central del trabajo, que es de naturaleza tecnológica: demostrar que es posible integrar manufactura aditiva, electrónica de instrumentación de precisión y cómputo embebido en un dispositivo funcional, portátil y significativamente más económico que un espectrómetro de masas de relación isotópica. Sí delimitan, sin embargo, el alcance de las conclusiones diagnósticas que pueden derivarse del prototipo en su estado actual.

Conclusiones y trabajo futuro

El desarrollo de este espectrofotómetro portátil confirma que la espectroscopía NDIR, fundamentada en la Ley de Beer-Lambert, constituye un método técnicamente viable y reproducible para detectar variaciones de CO_2 en muestras de aliento con componentes electrónicos y de manufactura de costo accesible. La integración de una cámara óptica fabricada por impresión 3D, un convertidor analógico-digital de 16 bits, algoritmos de filtrado digital y conectividad inalámbrica dio como resultado un dispositivo autónomo capaz de operar fuera de un entorno de laboratorio, atributo especialmente relevante para su eventual despliegue en zonas rurales o de difícil acceso.

Con miras a una futura fase de validación clínica o escalamiento industrial, se identifican las siguientes líneas de trabajo prioritarias:

Validación clínica con una cohorte de pacientes estadísticamente representativa, que permita calcular la sensibilidad, especificidad y los umbrales de decisión del sistema con rigor estadístico, en comparación con el estándar de oro (13C-UBT analizado por espectrometría de masas).

Optimización lumínica de la cámara de absorción, mediante recubrimientos reflectantes (oro o plata) que incrementen la trayectoria efectiva de los fotones infrarrojos y mejoren el límite de detección del sistema.

Sustitución del ABS por polímeros de grado médico o materiales compatibles con protocolos de esterilización, requisito indispensable para su uso en entornos clínicos.

Incorporación de un módulo de clasificación automática (aprendizaje automático) que permita distinguir patrones de absorción asociados a resultados positivos y negativos con menor dependencia de la interpretación humana.

Caracterización metrológica formal del sistema (repetibilidad, reproducibilidad, deriva a largo plazo) y mejora de la gestión térmica del chasis, con el fin de aislar el detector del calor generado por la batería.

En conjunto, los resultados presentados aportan evidencia preliminar de que la instrumentación biomédica portátil y de bajo costo es una vía viable para ampliar el acceso a herramientas de tamizaje de H. pylori, particularmente en poblaciones actualmente desatendidas por la infraestructura diagnóstica convencional.

REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS

Achtenberg, K., Scandurra, G., Mikołajczyk, J., Ciofi, C., & Bielecki, Z. (2023). Transimpedance amplifier for noise measurements in low-resistance IR photodetectors. Applied Sciences, 13(17), 9964. https://doi.org/10.3390/app13179964

Al-Hetari, H. Y., Al-Naggar, N. Q., Alameri, A., Al-Rumaima, M. A., Kabir, M. N., & Alhaj, Z. (2024). A practical study to enhance pressure signal quality in mechanical ventilators using moving average filtration: A comparative study. Univers*ity of Science and Technology Journal for Engineering and Technology,* 2(2), 57–73. https://doi.org/10.59222/ustjet.2.2.4

Andry, F., Wan, L., & Nicholson, D. (2011). A mobile application accessing patients' health records through a REST API: How REST-style architecture can help speed up the development of mobile health care applications. En Proceedings of the International Conference on Health Informatics (HEALTHINF 2011) (pp. 481–486). SciTePress.

Atkins, P. W., & de Paula, J. (2008). Atkins' química física (8.ª ed.). Editorial Médica Panamericana.

Dong, M., Zheng, C., Miao, S., Zhang, Y., Du, Q., Wang, Y., & Tittel, F. K. (2017). Development and measurements of a mid-infrared multi-gas sensor system for CO, CO_2 and CH_4 detection. Sensors, 17(10), 2221. https://doi.org/10.3390/s17102221

Flores Rangel, G., Díaz de León Martínez, L., & Mizaikoff, B. (2025). Helicobacter pylori breath test via mid-infrared sensor technology. Acs *Sensors*, 10(2), 1005–1010. https://doi.org/10.1021/acssensors.4c02785

Gibson, D., & MacGregor, C. (2013). A novel solid state non-dispersive infrared CO_2 gas sensor compatible with wireless and portable deployment. *Sensors*, 13(6), 7079–7103. https://doi.org/10.3390/s130607079

International Organization for Standardization. (2023). Accuracy (trueness and precision) of measurement methods and results — Part 1: General principles and definitions (ISO 5725-1:2023).

Jaber, A. S., Saleh, A. M., & Ibraheem, M. Q. (2025). A study on the influence of enclosure temperature control on the printing of ABS filament in a three-dimension printer. Engineering, Technology & Applied Science Research, 15(2), 20681–20686. https://doi.org/10.48084/etasr.9762

Kusters, J. G., van Vliet, A. H. M., & Kuipers, E. J. (2006). Pathogenesis of Helicobacter pylori infection. *Clinical Microbiology Reviews*, 19(3), 449–490. https://doi.org/10.1128/CMR.00054-05

Sapes, J., & Solsona, F. (2016). FingerScanner: Embedding a fingerprint scanner in a Raspberry Pi. *Sensors*, 16(2), 220. https://doi.org/10.3390/s16020220

Vincent, T. A., & Gardner, J. W. (2016). A low cost MEMS based NDIR system for the monitoring of carbon dioxide in breath analysis at ppm levels. Sensors and Actuators B: Chemical, 236, 954–964. https://doi.org/10.1016/j.snb.2016.04.016

Walton, H. F. (2005). Análisis químico e instrumental moderno (J. Reyes Magaña, Trad.). Reverté.

Wang, J., Niu, X., Zheng, L., Zheng, C., & Wang, Y. (2016). Wireless mid-infrared spectroscopy sensor network for automatic carbon dioxide fertilization in a greenhouse environment. Sensors, 16(11), 1941. https://doi.org/10.3390/s16111941

Wu, H., Li, D., Liu, J., Gong, X., Wang, T., Zhao, L., Wang, T., Yan, X., Liu, F., Sun, P., & Lu, G. (2024). Portable and hand-held ammonia gas sensor enables noninvasive prediagnosis of Helicobacter pylori infection. Acs Sensors, 9(10), 5384–5393. https://doi.org/10.1021/acssensors.4c01609

Xu, M., Peng, B., Zhu, X., & Guo, Y. (2022). Multi-gas detection system based on non-dispersive infrared (NDIR) spectral technology. Sensors, 22(3), 836. https://doi.org/10.3390/s22030836

Xu, M., Tian, W., Lin, Y., Xu, Y., & Tao, J. (2024). Development of a compact NDIR CO_2 gas sensor for a portable gas analyzer. Micromachines, 15(10), 1203. https://doi.org/10.3390/mi15101203

Yang, H.-Y., Chen, W.-C., & Tsai, R.-C. (2021). Accuracy of the electronic nose breath tests in clinical application: A systematic review and meta-analysis. Biosensors, 11(11), 469. https://doi.org/10.3390/bios11110469