Revista de Ciencias Tecnológicas (RECIT). Universidad Autónoma de Baja California ISSN 2594-1925
Volumen 9 (4): e482. Octubre-Diciembre, 2026. https://doi.org/10.37636/recit.v9n4e482

Artículo de investigación

Diseño y desarrollo de un potenciostato portátil para la detección electroquímica de glucosa en solución de PBS

Design and development of a portable potentiostat for electrochemical glucose detection in PBS solution

Bruno Ulises Godínez Dávalos, Reyna del Carmen Gutiérrez Gutiérrez, José Ricardo Cárdenas Valdez, Moisés Israel Salazar Gastélum, Mara Beltrán Gastélum

Tecnológico Nacional de México/Instituto Tecnológico de Tijuana/Posgrado en Ciencias de la Ingeniería, Blvd. Industrial 18881, Fraccionamiento Tecnológico (Mesa de Otay), C.P. 22430, Tijuana, Baja California, México

Autor de correspondencia José Ricardo Cárdenas Valdez, Tecnológico Nacional de México/Instituto Tecnológico de Tijuana/Posgrado en Ciencias de la Ingeniería, Blvd. Industrial 18881, Fraccionamiento Tecnológico (Mesa de Otay), C.P. 22430, Tijuana, Baja California, México. E-mail: jose.cardenas@tectijuana.edu.mx. ORCID: 0000-0002-5437-8215

Recibido: 16 de abril del 2026 **Aceptado:** 9 de noviembre del 2026 **Publicado**: 25 de noviembre del 2026

Resumen. - *Este trabajo presenta el diseño e implementación de un potenciostato miniaturizado portátil para aplicaciones de detección electroquímica de glucosa. El prototipo propuesto se basa en circuitos de amplificador operacional e integra tres etapas principales: control de potencial, amplificación de transimpedancia y acondicionamiento de señal. La etapa de control de potencial mantiene las condiciones de polarización de electrodo requeridas, mientras que el amplificador de transimpedancia convierte la corriente generada por el biosensor en una señal de voltaje medible. Se realizaron mediciones experimentales mediante técnicas amperométricas en soluciones de PBS con diferentes concentraciones de glucosa y un biosensor desarrollado previamente, comparando el desempeño del prototipo frente a un potenciostato de referencia. Las señales adquiridas mostraron una respuesta lineal proporcional a la concentración de glucosa (R^2 = 0.9939 prototipo; R^2 = 0.9994 referencia), con una sensibilidad menor en el sistema propuesto (−0.0015 µA/µM) respecto al instrumento de referencia (−0.0023 µA/µM). Estos resultados constituyen una evaluación inicial de la arquitectura propuesta y respaldan su potencial uso como plataforma compacta para sistemas portátiles de detección electroquímica.*

Palabras clave: Biosensor; Técnicas de electroanálisis; Glucosa; Potenciostato; Amplificador operacional.

Abstract. - *This work presents the design and implementation of a miniaturized portable potentiostat for electrochemical glucose detection applications. The proposed prototype is based on operational amplifier circuits and integrates three main stages: potential control, transimpedance amplification, and signal conditioning. The potential control stage maintains the required electrode polarization conditions, while the transimpedance amplifier converts the current generated by the biosensor into a measurable voltage signal. Experimental measurements were carried out using amperometric techniques on PBS solutions with different glucose concentrations and a previously developed biosensor, comparing the performance of the prototype against a reference potentiostat. The acquired signals showed a linear response proportional to the glucose concentration (R^2 = 0.9939 prototype; R^2 = 0.9994 reference), with lower sensitivity in the proposed system (−0.0015 µA/µM) compared to the reference instrument (−0.0023 µA/µM). These results constitute an initial evaluation of the proposed architecture and support its potential use as a compact platform for portable electrochemical detection systems.*

Keywords: Biosensor; Electroanalysis techniques; Glucose; Potentiostat; Operational amplifier.

ISSN: 2594-1925

1. Introducción

La diabetes mellitus es una de las enfermedades metabólicas crónicas de mayor prevalencia a nivel mundial y constituye un importante problema de salud pública debido a su creciente incidencia y a las complicaciones asociadas [1]. La hiperglucemia sostenida puede provocar alteraciones microvasculares y macrovasculares, incluyendo nefropatía, retinopatía, neuropatía y enfermedades cardiovasculares [2]. Por ello, el monitoreo periódico de los niveles de glucosa desempeña un papel fundamental en el control de la enfermedad y en la prevención de complicaciones a largo plazo [3].

En México, las Estadísticas de Defunciones Registradas (EDR) correspondientes al año 2026, en el periodo de enero a marzo, reportaron de manera preliminar un total de 207,599 defunciones a nivel nacional. De las cuales, las enfermedades del corazón, la diabetes mellitus y los tumores malignos fueron las tres primeras causas de defunción a nivel nacional, tanto para mujeres como para hombres. Durante el mismo periodo, se registraron 30,779 defunciones atribuibles a diabetes mellitus, ubicándose como la segunda causa de muerte en el país y representando el 14.82% del total de fallecimientos [4].

Los métodos convencionales de monitoreo de glucosa se basan principalmente en la obtención de muestras sanguíneas, lo que implica procedimientos invasivos que pueden afectar la adherencia del paciente, especialmente cuando se requieren mediciones frecuentes [5]. Esta limitación ha impulsado el desarrollo de estrategias alternativas basadas en la detección de glucosa en fluidos biológicos no invasivos, como el sudor. Entre las diferentes aproximaciones, los biosensores electroquímicos han despertado un interés considerable debido a su sensibilidad, simplicidad instrumental y potencial de integración en dispositivos portátiles [6]. En este tipo de sistemas, el potenciostato constituye la unidad electrónica encargada de controlar las condiciones electroquímicas del sensor y adquirir las señales generadas durante el proceso de medición. En consecuencia, el desarrollo de instrumentación compacta representa un aspecto clave para la implementación de plataformas portátiles de monitoreo electroquímico [7] [8].

En este trabajo se presenta el diseño e implementación de un prototipo de potenciostato miniaturizado basado en amplificadores operacionales para aplicaciones de detección electroquímica de glucosa. A diferencia de otros desarrollos reportados en la literatura, la contribución de este trabajo se centra específicamente en una arquitectura orientada a la miniaturización del sistema, integrando etapas de control de potencial y amplificación de transimpedancia. El desempeño del sistema fue evaluado mediante mediciones amperométricas utilizando un biosensor previamente desarrollado y soluciones de PBS con diferentes concentraciones de glucosa. Se plantea como hipótesis que, al implementar dicha arquitectura, el sistema será capaz de generar una respuesta eléctrica proporcional a la concentración de glucosa, con un comportamiento lineal y una correlación significativa respecto a un dispositivo de referencia especializado.

2. Antecedentes

2.1 Glucometría capilar y monitoreo continuo

Actualmente, la medición de glucosa se realiza principalmente mediante métodos invasivos. La glucometría capilar emplea dispositivos de punción y tiras reactivas con electrodos enzimáticos para el análisis de una muestra sanguínea. Aunque es ampliamente utilizada, requiere procedimientos repetitivos que pueden afectar la adherencia del paciente. Como alternativa, los sistemas de monitoreo continuo de glucosa (MCG) permiten la medición en tiempo real a partir del líquido intersticial mediante sensores

ISSN: 2594-1925

subdérmicos. Estos sistemas ofrecen información continua sobre la variabilidad glucémica, aunque presentan limitaciones relacionadas con su costo y la necesidad de calibración en algunos modelos [9].

2.2 Monitoreo no invasivo

En los últimos años, se han desarrollado diversas estrategias orientadas a la detección no invasiva de glucosa mediante fluidos biológicos como el sudor. Estos enfoques buscan reducir las limitaciones de los métodos tradicionales y habilitar soluciones más accesibles y portátiles [10]. En la (Figura 1) se presenta el esquema de un sistema no invasivo para la medición de glucosa en sudor. Este sistema estaría conformado por un sensor capaz de detectar la concentración de glucosa presente en el sudor y, posteriormente, transmitir dichas mediciones a un sistema de visualización de datos, donde la información pueda ser procesada y mostrada al usuario. Por su parte, el sudor humano, al ser una fuente rica en datos fisiológicos y metabólicos, podría proporcionar esta información de manera no invasiva. Su análisis ya se utiliza en el diagnóstico de diversas enfermedades, en la detección de sustancias y en la optimización del rendimiento deportivo. No obstante, los métodos tradicionales requieren procedimientos de laboratorio con equipos voluminosos, lo que impide obtener resultados en tiempo real [11].



Figura 1. Esquema de sistema no invasivo para medición de glucosa en sudor.

2.3 Biosensores electroquímicos

Recientemente, se ha avanzado en el desarrollo de sensores portátiles para la detección de componentes en el sudor, lo que ha impulsado el diseño de biosensores cada vez más sofisticados [12]. Las innovaciones tecnológicas en los biosensores electroquímicos representan soluciones prometedoras para superar las limitaciones actuales. Estos sensores, son fundamentales en los dispositivos no invasivos para el monitoreo de glucosa en sudor, operan mediante principios electroquímicos que permiten la detección y cuantificación de compuestos químicos específicos [13]. Podemos definir un sensor como un dispositivo diseñado para proporcionar una respuesta, generalmente mediante una señal eléctrica, ante estímulos o señales de naturaleza física o química [14]. Un biosensor electroquímico es un dispositivo integrado capaz de detectar y medir una sustancia específica (analito) al convertir una interacción biológica en una señal eléctrica cuantificable. Está compuesto principalmente por dos elementos: un bioreceptor o elemento de reconocimiento biológico (como enzimas, anticuerpos, células o tejidos), que proporciona selectividad al

ISSN: 2594-1925

reaccionar con el analito, y un transductor electroquímico, que transforma esa reacción en una señal eléctrica medible, como corriente o voltaje. Ambos componentes están en contacto directo y permiten obtener información analítica de forma específica y cuantitativa [15]. En la (Figura 2) podemos apreciar los diversos compuestos biológicos utilizados como elementos de reconocimiento, así como los diferentes bloques que componen este tipo de sensores [16]. En el ámbito de los biosensores electroquímicos, estos dispositivos operan a partir del análisis de fluidos fisiológicos humanos secretados, como lágrimas, sudor, saliva y orina. Su funcionamiento se fundamenta en diversas técnicas electroquímicas, entre las que destacan la cronoamperometría, la voltamperometría cíclica y la espectroscopía de impedancia [17]. A través de estos métodos, los biosensores son capaces de interpretar las reacciones electroquímicas que ocurren entre un electrodo y un analito, convirtiendo dicha información en señales eléctricas cuantificables, tales como voltaje, corriente o impedancia, según el tipo de sensor empleado, ya sea potenciométrico, amperométrico o conductimétrico [18].

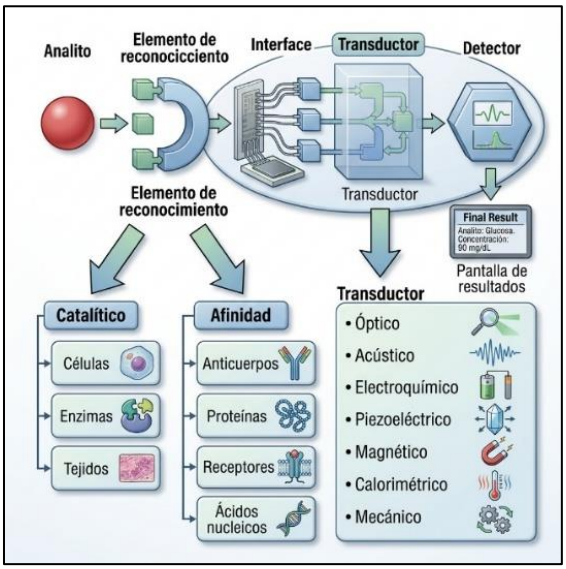

Figura 2. Representación esquemática de un biosensor.

2.4 Celda electroquímica

Una celda electroquímica es un sistema en el que se llevan a cabo reacciones de oxidación-reducción mediante la transferencia de electrones entre un electrodo y una especie química presente en un medio, generalmente un electrolito. En la (Figura 3) podemos ver una celda electroquímica con una configuración de tres electrodos, ampliamente utilizada en sistemas de medición como los sensores amperométricos, cada componente cumple una función específica: el electrodo de trabajo es donde ocurre la reacción de interés y, en el caso de estos sensores, la señal que se mide es la corriente eléctrica resultante de dicha reacción, la cual es proporcional a la concentración del analito. El electrodo de referencia proporciona un potencial constante y conocido que permite controlar con precisión las condiciones del sistema, y el contraelectrodo o electrodo auxiliar cierra el circuito eléctrico, permitiendo el flujo de corriente sin intervenir directamente en la medición. Esta disposición permite un control adecuado del proceso electroquímico y la obtención de señales eléctricas confiables para el análisis cuantitativo [19].

ISSN: 2594-1925

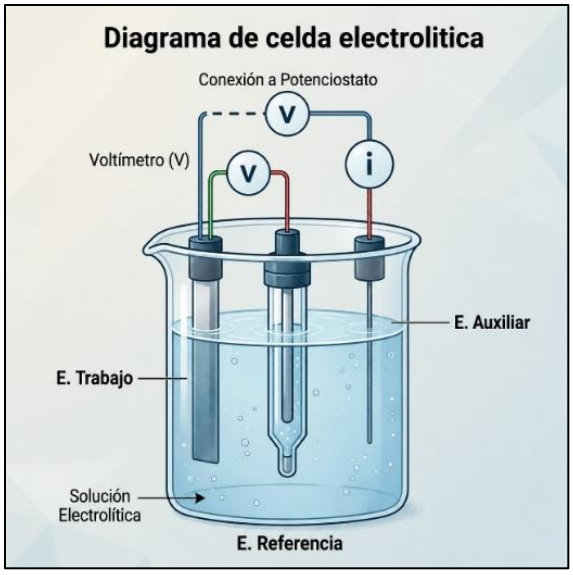

Figura 3. Esquema de una celda electroquímica.

2.5 Potenciostato

El potenciostato es el núcleo de los sistemas electroquímicos de medición, encargado de controlar el potencial del electrodo de trabajo respecto al electrodo de referencia (Figura 4). Para ello, ajusta el voltaje aplicado en la celda de manera que se mantenga el potencial definido para la técnica electroquímica empleada, constituyendo un componente clave en sistemas amperométricos para detección de glucosa. Entre las técnicas más utilizadas se encuentra la cronoamperometría, en la cual se aplica un potencial constante y se mide la corriente en función del tiempo, permitiendo la cuantificación del analito [20].

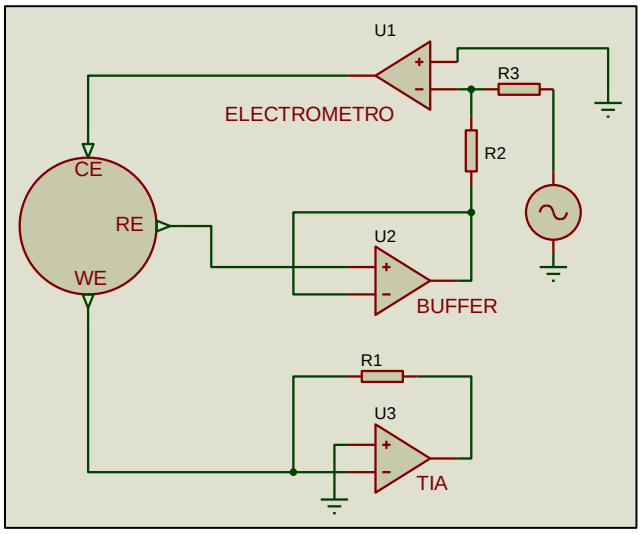

Figura 4. Diagrama de un potenciostato con las etapas de electrómetro y buffer para retroalimentación de electrodo de trabajo con respecto al electrodo de referencia.

ISSN: 2594-1925

3. Metodología

En la presente sección se describe la metodología empleada para el desarrollo de un potenciostato orientado a la realización de pruebas de cronoamperometría. No obstante, es importante señalar que el dispositivo se encuentra actualmente en etapa de prototipo, por lo que el trabajo presenta ciertas limitaciones inherentes a su estado de desarrollo. Este dispositivo fue utilizado en conjunto con un sistema de detección de electrodos impresos marca Poten® que consta de un electrodo de trabajo de carbono, un pseudoelectrodo de referencia de Ag/AgCl y un contraelectrodo a base de carbono. El electrodo de trabajo se modifica con una capa de mediador a base de azul de Prusia, para posteriormente inmovilizar la enzima glucosa oxidasa. El hecho de que la enzima esté expuesta permitirá la oxidación selectiva de la glucosa, generando H_2O_2, el cual se reducirá por la película del mediador de azul de Prusia en la capa interna, tal como se plantea en el mecanismo de funcionamiento del sensor. Las pruebas de detección de glucosa se realizaron en una solución de PBS (solución amortiguadora de fosfatos, 1.0 M, pH=7.4, Sigma Aldrich), con intervalos de concentración de glucosa desde 50 µM hasta 1 mM.

3.1 Materiales y equipo experimental

Se empleó un sensor electroquímico modificado con azul de Prusia y glucosa oxidasa (GOx), junto con soluciones de glucosa preparadas en solución salina PBS (1.0 M). Se utilizaron concentraciones controladas de glucosa en el rango de 50 µM a 1000 µM. Para la adquisición y comparación de resultados se utilizó un potenciostato comercial Squidstat Plus como referencia. La alimentación del sistema se realizó con una fuente de laboratorio GW Instek GPS-3303, y la señal de salida fue monitoreada mediante un osciloscopio Rigol DS1204.

3.2 Definición de parámetros de operación

Con el fin de establecer una referencia de los parámetros de operación, se realizaron pruebas de cronoamperometría en el sensor modificado, empleando distintas concentraciones de glucosa disueltas en solución de PBS. Estas mediciones se llevaron a cabo utilizando el equipo Squidstat Plus, un dispositivo especializado en la caracterización electroquímica. Para las pruebas en cronoamperometría, se utilizó un potencial de -0.1 V vs Ag/AgCl, que es el potencial al que se espera la reducción del H_2O_2 por el proceso de oxidación enzimática de la glucosa. Las gráficas que se obtienen muestran la intensidad de corriente generada con respecto del tiempo, por lo que se eligió un tiempo de 120 s como periodo de estabilización de la señal, para comparar la intensidad de corriente obtenida. Los resultados obtenidos en el equipo especializado monstraron corrientes que van de los -0.10 µA a los -3 µA. Con estos resultados podemos determinar la ganancia en nuestro amplificador de transimpedancia y así proceder con las pruebas del dispositivo.

3.3 Diseño del amplificador de transimpedancia

La ganancia de un amplificador de transimpedancia (TIA) la define la resistencia de retroalimentación (Rf). Dicha ganancia se calcula con la siguiente expresión:

$$V_o = -I_{in} \cdot R_f$$

ISSN: 2594-1925

Entonces si tenemos corriente que van de los -0.10µA a los -3µA y si nos interesa que nuestro valor máximo sea 3 V y nuestro valor mínimo sean 100 mV o 0.1 V. Entonces sustituimos el valor máximo en la ecuación para obtener el valor de Rf:

$$V_o = -I_{in} \cdot R_f \ , \ 3\ \text{V} = -(-3\ \mu\text{A}) \cdot R_f$$
$$R_f = \frac{3\ \text{V}}{3\ \mu\text{A}} = 1 \times 10^6\ \Omega$$

utilizamos una resistencia de 1 MΩ que es igual a 1 x10^6Ω con esto determinamos el valor de nuestra ganancia para nuestra TIA.

3.4 Implementación electrónica

El diseño del circuito se realizó en una plataforma de diseño electrónico en línea, de acceso libre, que integra captura de esquemáticos, simulación y diseño de placas de circuito impreso (PCB) (Figura 5). Para la implementación se seleccionó el amplificador operacional OPA189 debido a sus características de bajo offset, bajo ruido y estabilidad en corriente continua.

3.5 Procedimiento experimental

Para cada medición, se preparó una solución de PBS con una concentración de glucosa previamente definida. La solución fue depositada en contacto directo con la superficie activa del sensor electroquímico Figura 5 (a), asegurando una correcta inmersión de los electrodos en el medio electrolítico. Posteriormente, el sensor se conectó al prototipo de potenciostato desarrollado Figura 5 (b), estableciendo la configuración de celda electroquímica de tres electrodos. Una vez realizada la conexión, se aplicó un potencial constante de polarización entre el electrodo de trabajo y el electrodo de referencia, permitiendo el desarrollo de la respuesta amperométrica del sistema.

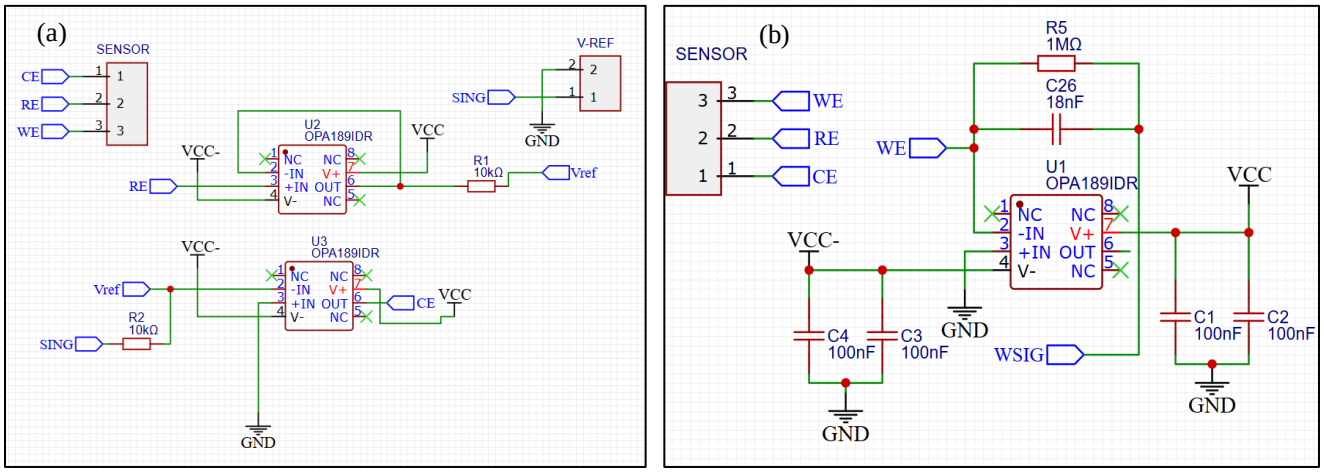

Figura 5. Esquemático del circuito diseñado para el desarrollo de la PCB configuración de celda electroquímica de tres electrodos.

La señal de corriente generada durante la reacción electroquímica fue adquirida a través del circuito de transimpedancia del potenciostato para su posterior registro y análisis. La señal de salida fue observada mediante osciloscopio y registrada digitalmente en formato CSV para su posterior análisis. Entre

ISSN: 2594-1925

mediciones, el sensor fue limpiado para evitar contaminación cruzada entre concentraciones. Cabe señalar que, en esta etapa de evaluación preliminar, se realizó una única medición por cada concentración de glucosa, por lo que los resultados presentados no incluyen un análisis de variabilidad experimental.

4. Resultados y discusiones

Los resultados experimentales muestran una tendencia consistente entre la respuesta del prototipo desarrollado y la del sistema de referencia, aunque con diferencias en la magnitud de la señal. Las señales adquiridas se procesaron en MATLAB a partir de los datos almacenados en formato CSV. Para reducir las variaciones de alta frecuencia se aplicó un filtro de media móvil con una ventana de 20 puntos, equivalente a un intervalo de 2 s con una frecuencia de muestreo de 10 muestras por segundo. El valor de corriente reportado para cada concentración corresponde a la señal filtrada evaluada en t = 120 s, al finalizar el periodo de estabilización definido en la **sección 3.2.**

Tabla 1. Resultados obtenidos de las pruebas realizadas.

Potenciostato desarrollado		**Instrumento de referencia**	
Corriente µA	**Concentración (µM)**	**Corriente µA**	**Concentración (µM)**
-0.15	50	-0.14	50
-0.17	100	-0.24	100
-0.27	150	-0.40	150
-0.37	200	-0.49	200
-0.47	250	-0.56	250
-0.80	500	-1.15	500
-1.25	750	-1.73	750
-1.50	1000	-2.30	1000

La (Figura 6) presenta el análisis comparativo entre el sistema propuesto y el dispositivo de referencia, que muestra una relación aproximadamente lineal en el rango de concentraciones evaluado. La regresión lineal arrojó coeficientes de determinación de $R^2 = 0.9939$ para el prototipo y $R^2 = 0.9994$ para el sistema de referencia, lo que indica una tendencia lineal comparable en ambos casos. Sin embargo, los parámetros de ajuste difieren. La pendiente del sistema propuesto (−0.0015) es menor en magnitud que la del sistema de referencia (−0.0023), lo que representa una reducción aproximada del 34.5% en la sensibilidad analítica. Asimismo, la diferencia en el intercepto (−0.065 frente a −0.025) sugiere la presencia de un desplazamiento sistemático en la respuesta del prototipo. El análisis punto por punto mostró un error absoluto medio (MAE) de 0.256 µA, una raíz del error cuadrático medio (RMSE) de 0.360 µA y un error relativo promedio del 25.3%. Este error fue más pronunciado a concentraciones elevadas, donde alcanzó hasta un 34.8% a 1000 µM.

ISSN: 2594-1925

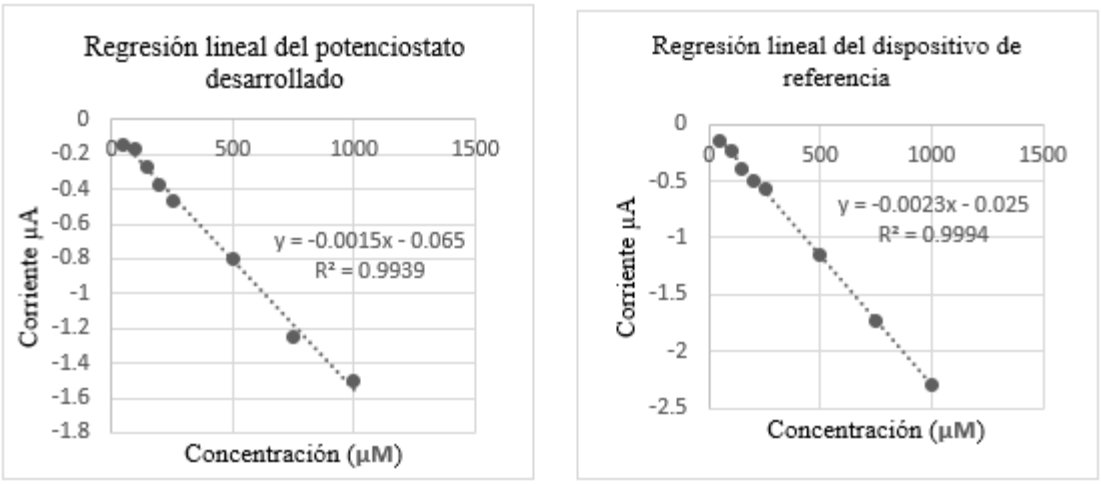

Figura 6. Regresión lineal del rango de las concentraciones evaluadas para el prototipo desarrollado y para el sistema de referencia.

Las mediciones con ambos instrumentos se realizaron con el mismo electrodo y la misma solución de PBS, de manera secuencial y en una misma sesión experimental. Este diseño busca reducir la contribución de la variabilidad entre biosensores, pero no permite, por sí solo, identificar de forma concluyente el origen de las diferencias observadas. Entre los factores que podrían contribuir a ellas se encuentran, por una parte, aspectos del circuito de acondicionamiento del prototipo, como el ancho de banda y el rango dinámico del amplificador de transimpedancia (TIA), posibles efectos de no linealidad en esta etapa y la ausencia de un filtrado analógico dedicado. Este último aspecto también podría influir en el ruido de la señal y en la dispersión de los datos. Por otra parte, no pueden descartarse efectos asociados a la naturaleza secuencial de las mediciones: la exposición prolongada del electrodo entre pruebas podría inducir una degradación parcial de la actividad enzimática o fenómenos de *fouling* en la superficie del sensor. Tampoco pueden descartarse diferencias entre ambos instrumentos en el control del potencial aplicado o en el procesamiento interno de la señal. Determinar la contribución relativa de cada uno de estos factores requeriría una caracterización independiente de la etapa electrónica, por ejemplo mediante cargas resistivas de valor conocido o una celda electroquímica simulada (*dummy cell*). También ayudaría alternar el orden de medición entre instrumentos. Ninguna de estas pruebas se incluyó en el presente trabajo.

Una limitación adicional es que cada concentración se evaluó mediante una única medición. Por ello no fue posible estimar la variabilidad experimental, evaluar la reproducibilidad del sistema mediante réplicas independientes ni establecer la significancia estadística de las diferencias respecto al equipo de referencia. En conjunto, los resultados permiten caracterizar el comportamiento del prototipo en condiciones controladas e identificar líneas de trabajo futuro: la caracterización independiente del circuito, la realización de mediciones repetidas, la incorporación de filtrado analógico, el ajuste de la ganancia del TIA y la implementación de estrategias de calibración para reducir los errores sistemáticos.

ISSN: 2594-1925

5. Conclusiones

En este trabajo se presentó el diseño e implementación de un prototipo de potenciostato basado en amplificadores operacionales para la adquisición de señales electroquímicas en la detección de glucosa mediante cronoamperometría. Los resultados permitieron una caracterización inicial del prototipo frente a distintas concentraciones de glucosa en condiciones controladas. En el rango evaluado se observó una tendencia lineal ($R^2 = 0.9939$) comparable a la del sistema de referencia ($R^2 = 0.9994$). No obstante, el prototipo presentó una sensibilidad analítica menor (-0.0015 µA/µM frente a -0.0023 µA/µM, una reducción aproximada del 34.5%) y un desplazamiento sistemático en la respuesta, con un error absoluto medio de 0.256 µA y un RMSE de 0.360 µA respecto al sistema de referencia. Con el diseño experimental empleado no es posible determinar de forma concluyente el origen de estas diferencias, que podrían asociarse tanto a la etapa electrónica como a factores propios del procedimiento de medición.

La contribución de este trabajo consiste en demostrar la funcionalidad de un potenciostato implementado con amplificadores operacionales, capaz de reproducir la tendencia de respuesta del instrumento de referencia en el rango evaluado. Por tratarse de un estudio preliminar basado en mediciones únicas por concentración, estos resultados deben interpretarse como una primera validación del concepto y no como una evaluación definitiva de su desempeño analítico. Aspectos como la complejidad del diseño, el costo, el tamaño y la portabilidad del sistema frente a soluciones comerciales o basadas en circuitos integrados especializados no fueron evaluados en este trabajo y deberán analizarse en estudios posteriores.

6. Agradecimientos

Los autores agradecen al Instituto Tecnológico de Tijuana, así como al Tecnológico Nacional de México (TECNM), por el apoyo otorgado en la Convocatoria de Proyectos de Investigación Científica, Desarrollo Tecnológico e Innovación (proyecto: 17836.23-P y 25244.26-P).

7. Agradecimientos de autoría

Bruno Ulises Godínez Dávalos: Metodología, Análisis de datos, Investigación, Borrador original; *Reyna del Carmen Gutiérrez Gutiérrez*: Análisis Formal, Ideas, Metodología, Investigación; *José Ricardo Cárdenas Valdez:* Análisis Formal, Escritura, Revisión y edición, Recursos; *Moisés Israel Salazar Gastélum:* Conceptualización, Escritura, Revisión y edición, Recursos; *Mara Beltrán Gastélum*: Análisis Formal, Conceptualización, Recursos, Administración de proyecto.

ISSN: 2594-1925

Referencias

[1] Federación Internacional de Diabetes, «Atlas de la Diabetes de la FID, 11.ª ed.,» Federación Internacional de Diabetes, Bruselas, 2025. Available: https://diabetesatlas.org/resources/idf-diabetes-atlas-2025/.

[2] J. Cole y J. Florez, «Genetics of diabetes mellitus and diabetes complications,» *Nature Reviews Nephrology,* vol. 16, nº 7, pp. 377-390, 2020, Available: 10.1038/s41581-020-0278-5.

[3] National Institute of Diabetes and Digestive and Kidney Diseases, «National Institute of Diabetes and Digestive and Kidney Diseases,» 2019. [En línea]. Available: https://www.niddk.nih.gov/health-information/informacion-de-la-salud/diabetes/informacion-general.

[4] Instituto Nacional de Estadística y Geografía (INEGI), «INEGI,» 18 septiembre 2026. [En línea]. Available: https://www.inegi.org.mx/contenidos/saladeprensa/boletines/2026/edr/EDR2026-1erT_RR.pdf.

[5] J. Wagner, C. Malchoff y G. Abbott, «Invasiveness as a barrier to self-monitoring of blood glucose in diabetes,» *Diabetes Technology & Therapeutics,* vol. 7, nº 4, pp. 612-619, 2005, doi: 10.1089/dia.2005.7.612.

[6] J. R. Sempionatto, J.-M. Moon y J. Wang, «Touch-Based Fingertip Blood-Free Reliable Glucose Monitoring: Personalized Data Processing for Predicting Blood Glucose Concentrations,» *ACS Sensors,* vol. 6, nº 5, 2021. doi: 10.1021/acssensors.1c00139.

[7] T. Soranzo, «Electrochemical biosensing of glucose based on the enzymatic reduction of glucose,» *Sensors,* vol. 22, nº 19, p. 7105, Sensors, doi: 10.3390/s22197105.

[8] J. Ahn, Y. Yang y G. Park, «Advancing elderly diabetes care: exploring the usability and acceptance of continuous glucose monitoring (CGM),» *Geriatric Nursing,* vol. 59, nº 19, pp. 15-25, 2024. doi: 10.1016/j.gerinurse.2024.06.041.

[9] R. A. Ajjan, T. Battelino, X. Cos, S. D. Prato, J. C. Philips, L. Meyer, J. Seufert y S. Seidu, «Continuous glucose monitoring for the routine care of type 2 diabetes mellitus,» *Nature Reviews Endocrinology,* vol. 20, nº 7, pp. 426-440, 2024, doi: 10.1038/s41574-024-00973-1.

[10] S. S. M. Ameen, K. M. Omer, F. R. Mansour, A. Bedair y M. Hamed, «Non-invasive wearable electrochemical sensors for continuous glucose monitoring,» *Electrochemistry Communications,* vol. 173, p. 107894, 2025.

[11] J. Kim, A. S. Campbell y J. Wang, « Wearable non-invasive epidermal glucose sensors,» *Talanta,* vol. 177, pp. 163-170, 2018, doi: 10.1016/j.elecom.2025.107894.

[12] X. Liping, Z. Zhibo, F. Mengdi y F. Xin, «Advances in wearable flexible electrochemical sensors for sweat monitoring: A mini-review.,» *International Journal of Electrochemical Science.,* vol. 18, pp. 13-19, 2023, doi: 10.1016/j.ijoes.2023.01.009.

[13] M. Rashid, M. N. Aktar, V. Preda y N. Nasiri, «Advances in electrochemical sensors for real-time glucose monitoring,» *Sensors & Diagnostics,* vol. 3, nº 6, pp. 893-913, 2024, doi: 10.1039/d4sd00086b.

[14] R. Pallàs, Sensores y acondicionadores de señal, 4 ed., Marcombo, 2010. Avalible: https://books.google.com.pe/books?id=Eevyk28_fVkC&printsec=frontcover#v=onepage&q&f=false.

[15] D. Thévenot, K. Toth, R. Durst y G. Wilson, «Electrochemical biosensors: recommended definitions and classification,» *Biosensors & Bioelectronics,* vol. 16, pp. 121-131, 2001, doi: 10.1016/s0956-5663(01)00115-4.

[16] E. Torres y A. Méndez, «Biosensores enzimáticos,» *Revista Digital Universitaria,* vol. 15, nº 12, 2014, Avalible: https://www.revista.unam.mx/vol.15/num12/art97/art97.pdf.

[17] H. Duan, S. Peng, S. He, S.-Y. Tang, K. Goda, C. H. Wang y M. Li, «Wearable Electrochemical Biosensors for Advanced Healthcare Monitoring.,» *Advanced Science.,* 2024.

[18] P. Shetti, S. Nayak, K. Reddy y M. Aminabhvi, «Graphene–Clay-Based Hybrid Nanostructures for Electrochemical Sensors and Biosensors.,» de *Graphene-Based Electrochemical Sensors for Biomolecules.*, Elsevier Inc., 2019, pp. 235-274, doi: 10.1002/advs.202411433.

[19] Y. Wang, H. Xu, J. Zhang y G. Li , «Electrochemical Sensors for Clinic Analysis.,» *Sensors,* vol. 8, pp. 2043-2081, 2008, doi: 10.3390/s8042043.

[20] J. Baranwal, B. Barse, G. Gatto, G. Broncova y A. Kumar, «Electrochemical Sensors and Their Applications: A Review,» *Chemosensors,* vol. 10, nº 9, p. 363, 2022, doi: 10.3390/chemosensors10090363.

ISSN: 2594-1925

Derechos de Autor (c) 2026 Bruno Ulises Godínez Dávalos, Reyna del Carmen Gutiérrez Gutiérrez, José Ricardo Cárdenas Valdez, Moisés Israel Salazar Gastélum, Mara Beltrán Gastélum

Este texto está protegido por una licencia Creative Commons 4.0.



Usted es libre para compartir —copiar y redistribuir el material en cualquier medio o formato — y adaptar el documento — remezclar, transformar y crear a partir del material— para cualquier propósito, incluso para fines comerciales, siempre que cumpla la condición de:

Atribución: Usted debe dar crédito a la obra original de manera adecuada, proporcionar un enlace a la licencia, e indicar si se han realizado cambios. Puede hacerlo en cualquier forma razonable, pero no de forma tal que sugiera que tiene el apoyo del licenciante o lo recibe por el uso que hace de la obra.

Resumen de licencia - Texto completo de la licencia

ISSN: 2594-1925