

IMPLEMENTACIÓN DE UN GLUCÓMETRO INVASIVO CON UN MICROCONTROLADOR PIC

IMPLEMENTATION OF AN INVASIVE GLUCOMETER USING A PIC MICROCONTROLLER

Cecilia Belén Hernández Cerda

Instituto de Ciencias Aplicadas y Tecnología, UNAM, México
ceibelen01@gmail.com

Miguel Ángel Bañuelos Saucedo

Instituto de Ciencias Aplicadas y Tecnología, UNAM, México
miguel.banuelos@icat.unam.mx

Recepción: 22/enero/2026

Aceptación: 30/abril /2026

Resumen

La diabetes afecta a millones de personas en el mundo, por lo que resulta indispensable contar con dispositivos accesibles y confiables para su monitoreo y la detección de posibles complicaciones. Este trabajo presenta el desarrollo e implementación de un glucómetro invasivo, basado en tiras reactivas de bajo costo y un microcontrolador PIC como unidad de procesamiento. Se describe el diseño electrónico, la integración de los componentes y la programación para adquirir, procesar y mostrar los valores de glucosa.

Para garantizar la confiabilidad, se realizó una caracterización electroquímica mediante voltamperometría, a partir de la cual se obtuvo un modelo matemático, que correlaciona la señal eléctrica de la tira con la concentración de glucosa. El sistema fue evaluado con soluciones patrón y comparado con glucómetros comerciales como Accu-Chek Guide, Accu-Chek Instant e INSMART. Finalmente, se analizó el desempeño del dispositivo frente a la norma *ISO 15197:2015*, encontrando resultados favorables hacia su cumplimiento.

Palabras Clave: Caracterización electroquímica, diabetes, glucómetro invasivo, *ISO 15197:2015*, microcontrolador.

Abstract

Diabetes affects millions of people worldwide, making it essential to have accessible and reliable devices for its monitoring and for the detection of possible complications. This work presents the development and implementation of an invasive glucometer, based on low-cost reactive strips and a PIC microcontroller as the main processing unit. The electronic design, component integration, and programming required to acquire, process, and display glucose values are described. To ensure reliability, an electrochemical characterization was performed using voltammetry, from which a mathematical model was obtained to correlate the electrical signal generated by the strip with glucose concentration. The system was evaluated using standard solutions and compared with commercial glucometers such as Accu-Chek Guide, Accu-Chek Instant, and INSMART. Finally, the performance of the device was analyzed according to the criteria established by ISO 15197:2015, showing favorable results towards compliance with the requirements for blood glucose measuring devices.

Keywords: *Diabetes, electrochemical characterization, invasive glucometer, ISO 15197:2015, microcontroller.*

1. Introducción

La diabetes es una enfermedad crónica de gran impacto mundial. Según la Organización Mundial de la Salud (OMS), aparece cuando el páncreas no produce suficiente insulina o el cuerpo no la utiliza de manera adecuada [OMS, 2016]. En 2020 representó el 11.3% de las muertes globales [FID, 2019] y el 14% de todas las defunciones en México [PFC, 2022].

El monitoreo de la glucosa en sangre es esencial para prevenir o retrasar complicaciones, también en personas con prediabetes o predisposición genética, ya que permite un diagnóstico temprano y medidas oportunas. El dispositivo más utilizado es el glucómetro, un equipo portátil de diagnóstico médico; existen dos modalidades principales de glucómetros:

- Glucómetros invasivos: requieren entre tres y cuatro mediciones diarias. Funcionan con tiras reactivas y una muestra de sangre obtenida por punción.

- Monitoreo continuo de glucosa (CGM): utiliza un sensor subcutáneo que registra automáticamente los niveles cada 15 *minutos*. El Freestyle Libre, el más común en México, tiene una duración de 14 *días* y un costo aproximado de US \$82 [Freestyle, 2025].

La Procuraduría Federal del Consumidor ha analizado recientemente los costos asociados a medicamentos e insumos para el manejo de la diabetes (Tabla 1). Estos costos representan una carga para el sistema de salud pública como para los pacientes a nivel individual. Aunque aún son limitados los estudios a nivel global sobre el acceso a estos productos, existen indicios de que el alto costo de los sistemas de monitoreo restringe su adopción.

Tabla 1 Ejemplo de costos por diabetes para un mexicano (en dólares americanos).

Producto	Especificación	Desde		Hasta		Diferencias	
		Precio unitario	Costo al mes	Precio unitario	Costo al mes	US\$	%
Jeringas	Caja con 10 piezas	\$1.56	\$4.68	\$3.37	\$10.10	\$5.47	118%
Lancetas	Caja de 100 lancetas	\$4.45	\$4.45	\$13.36	\$13.36	\$8.91	200%
Tiras reactivas	Caja con 50 tiras	\$16.78	\$16.78	\$22.44	\$22.44	\$5.65	33.7%
Insulina	Acción intermedia	\$33.4	\$33.4	\$50.1	\$50.1	\$16.70	50.0%
Gasto mensual aprox.		\$59.28		\$96		\$36.73	62 %
Gasto anual aprox.		\$711.31		\$1152.05		\$440.75	62 %

Fuente: [Procuraduría Federal del Consumidor, 202].

En este contexto, desarrollar soluciones de bajo costo y alto desempeño para el monitoreo de glucosa se vuelve una necesidad urgente. Este artículo presenta el diseño e implementación de GlucoPIC, un glucómetro invasivo basado en un microcontrolador PIC de ocho bits empleando tiras reactivas accesibles. El objetivo es desarrollar la tecnología para ofrecer una alternativa confiable y asequible para la medición casera de glucosa.

2. Métodos

En este estudio, se diseñó e implementó un glucómetro basado en un microcontrolador PIC, utilizando tiras reactivas de bajo costo para posteriormente

realizar una comparativa con glucómetros en el mercado. El dispositivo consta de tres elementos principales: un elemento biológico, representado por las tiras reactivas, encargadas de la reacción química para la detección de glucosa; un transductor que convierte la señal electroquímica en una señal medible; y un sistema de procesamiento basado en un microcontrolador PIC, el cual interpreta la señal y la convierte en una lectura de glucosa [Yoo, 2010]. A continuación, se detallan los componentes utilizados, la metodología seguida para la implementación del sistema, así como el proceso para realizar la verificación del glucómetro propuesto y su comparativa con otros glucómetros en el mercado.

Propuesta de diseño

Las tiras reactivas utilizadas cuentan con tres electrodos: el *Reference Electrode* (RE) encargado de proporcionar un voltaje estable y constante sin flujo de corriente, el *Working Electrode* (WE) donde ocurre la reacción química y se genera el flujo principal de corriente y el *Counter Electrode* (CE), que proporciona una vía alternativa para la corriente [Colburn, 2021]. En este trabajo se emplearon tiras reactivas INSMART marca BIOLAD, cuyos electrodos se muestran en la Figura 1.



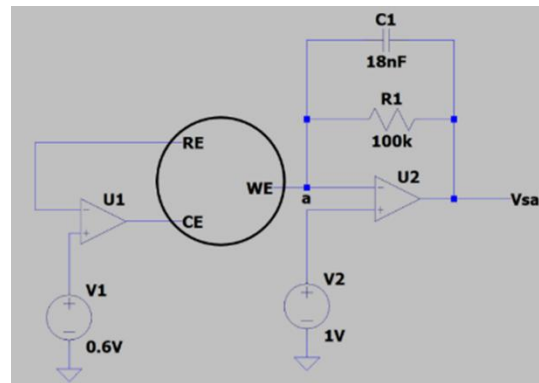
Fuente: elaboración propia.

Figura 1 Tira reactiva e identificación de sus electrodos.

Para mantener la estabilidad en el RE, se utilizó un potencióstato (U1), el cual regula el voltaje de este electrodo mediante un circuito de retroalimentación negativa. El amplificador operacional ajusta el voltaje en el CE, asegurando que el voltaje en el RE se mantenga constante e igual al de la entrada no inversora del amplificador. Es fundamental conservar una diferencia de potencial estable entre el WE y el RE para garantizar la reacción de oxidación deseada. A partir del análisis de un

glucómetro comercial que emplea las mismas tiras reactivas, se determinó que el WE debe operar a un voltaje de 1 V , mientras que el CE y el RE deben mantenerse en 0.6 V .

Una vez generado el flujo de corriente en el WE, este se transformó a un voltaje medible para su posterior procesamiento en el microcontrolador. Esta función la cumple el transductor, representado por el amplificador U2 (Figura 2), donde el capacitor C_1 implementa un filtro pasa bajas con una frecuencia de corte de 88.42 Hz y un tiempo de respuesta de 9 ms .



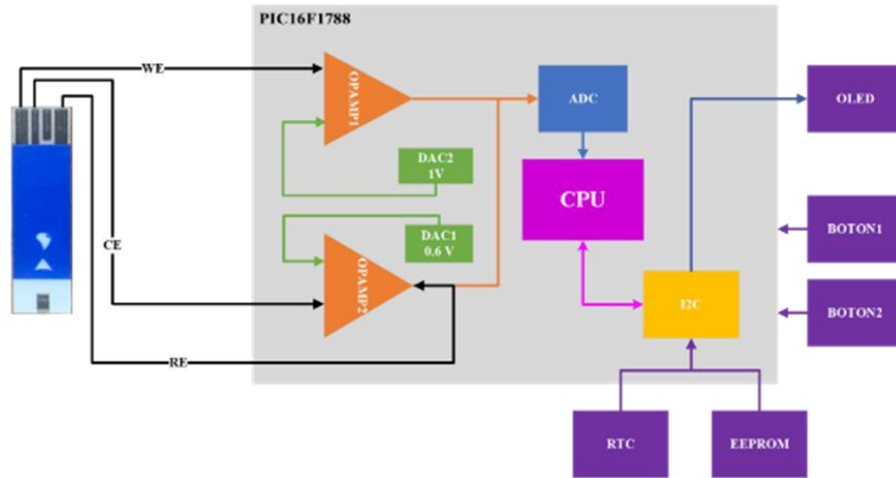
Fuente: elaboración propia.

Figura 2 Conexiones de los electrodos de la tira reactiva.

Este convertor de corriente a voltaje permite medir corrientes en un rango de $-40\text{ }\mu\text{A}$ a $10\text{ }\mu\text{A}$ asegurando un voltaje de salida entre 0 V y 5 V , límite impuesto por la alimentación del convertidor A/D. Los valores de voltaje de salida (V_{sal}) se obtuvieron a partir de la Ecuación 1, donde I_G representa la corriente que circula a través de la resistencia R_1 .

$$V_{sal} = 1 - I_G(100k) \quad (1)$$

Para el procesamiento de datos, se seleccionó un microcontrolador PIC debido a la experiencia previa con este tipo de dispositivos. Una vez definida la familia de microcontroladores, se tomó como referencia la guía de Microchip para el diseño de un glucómetro, considerando la serie *PIC16LF178X* [Dalvi, 2013]. Con base en esta información, se eligió el modelo *PIC16F1788* [Microchip, 2015], cuyo diagrama de bloques se muestra en la Figura 3.



Fuente: elaboración propia.

Figura 3 Diagrama de bloques.

Este microcontrolador integra dos amplificadores operacionales, empleados en el potenciómetro y el conversor. Dispone de 2,048 *bytes* de RAM, lo que es suficiente para operar una pantalla OLED de 128x64 *píxeles*. Además, cuenta con cuatro convertidores tipo digital a analógico (DAC): uno de 8 *bits* y tres de 5 *bits*, los cuales se utilizan para alimentar las entradas no inversoras de los amplificadores operacionales. [Microchip, 2015].

En cuanto al convertidor analógico a digital (ADC), dispone de 11 canales de entrada, siendo crucial que ofrezcan la resolución adecuada (12 *bits*) para detectar variaciones sutiles en el voltaje. Para la comunicación con los componentes externos, se empleó el protocolo I^2C , ya que todos los dispositivos utilizados en el diseño operan bajo este estándar.

Para alimentar la entrada no inversora del potenciómetro, se empleó el DAC de 5 *bits*, mientras que, para la entrada no inversora del conversor de corriente a voltaje, se utilizó el DAC de 8 *bits*. La asignación de los valores para obtener los voltajes deseados se realizó con base en la Ecuación 2, donde “*n*” representa el número de bits del DAC. En ambos casos, se utilizó un voltaje de referencia $V_{source+}$ de 2.048 V en lugar de utilizar la alimentación del microcontrolador, lo cual mejora la resolución. El voltaje de salida se determina mediante la Ecuación 2.

$$V_{sal} = (V_{source+} - V_{source-}) \left(\frac{DACxR[n:0]}{2^n} \right) + V_{source-} \quad (2)$$

Donde:

V_{sal} : voltaje de salida del DAC.

$V_{source+}$: voltaje positivo del DAC (2.048 V).

$V_{source-}$: voltaje negativo del DAC (0 V).

$DACxR[n:0]$: nivel en el que se encontrará el DAC para suministrar V_{sal} .

n : número de bits del DAC.

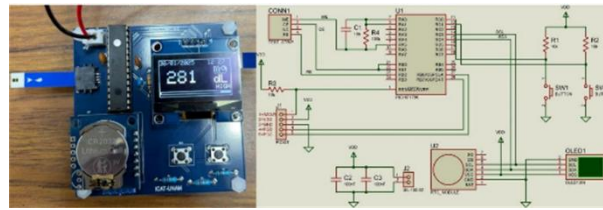
Para el voltaje de 0.6 V, se utiliza el DAC de 5 bits, generando un valor de $DACxR[5:0]$ igual a 125. Para el voltaje de 1 V, se configura el DAC de 8 bits obteniendo un valor de $DACxR[8:0]$ igual a 9.37, el cual se aproxima a 10.

La salida del conversor de corriente a voltaje se dirigió al ADC para procesar la señal y extraer la información relevante que permitirá calcular la concentración de glucosa (Figura 3). El ADC se configuró para operar en un rango de 0 a 4.096 V, lo que proporciona una resolución de 1 mV por nivel, asegurando una medición precisa de las variaciones de voltaje. Además, la frecuencia de muestreo de la señal se estableció en 100 Hz, la cual se obtuvo mediante la configuración de un Timer, asegurando un registro adecuado de los datos en tiempo real.

Para los componentes externos, se incorporó un módulo RTC (*Real-Time Clock*) [UNIT Electronics, 2024] para mantener un registro preciso del tiempo, incluso cuando el microcontrolador esté apagado. Este módulo incluye una memoria EEPROM AT24C32 [Atmel, 2003] externa de 32,768 bits, organizada en 4,096 palabras de 8 bits, donde se almacenan la fecha, el horario y la medición en un total de 5 palabras de 8 bits. Con esta configuración, es posible almacenar hasta 682 mediciones. El módulo también incluye un chip DS1307, que es un reloj de tiempo real con línea independiente para alimentación de respaldo mediante una pila de litio tipo CR2032.

La pantalla OLED mostrará la fecha, la hora y el valor de la medición, además de una ayuda visual que indica si los valores de glucosa se encuentran dentro o fuera de los rangos establecidos. Para acceder a mediciones previas, se añadieron dos botones que permiten la navegación entre los registros almacenados. El diagrama de conexiones de la PCB y el prototipo final se presentan en la Figura 4. Donde se

integraron todos los componentes descritos anteriormente, los cuales funcionan mediante una alimentación externa de 5 V.



Fuente: elaboración propia.

Figura 4 Prototipo y diagrama de conexiones final.

Implementación

Para desarrollar el modelo matemático que correlaciona la señal de voltaje del conversor de corriente a voltaje con los valores de glucosa, se llevó a cabo una caracterización experimental utilizando soluciones con distintas concentraciones de glucosa. La preparación de estas soluciones se basó en la Ecuación 3 [Escalona, 2021]. Con esta ecuación, se prepararon 10 concentraciones distintas (Tabla 2), con las cuales se llevaron a cabo múltiples pruebas.

$$C_1 V_1 = C_2 V_2 \quad (3)$$

Donde:

C_1 : concentración inicial (en este caso, la solución DX-5 PiSA).

V_1 : volumen requerido de la solución inicial.

C_2 : concentración final deseada.

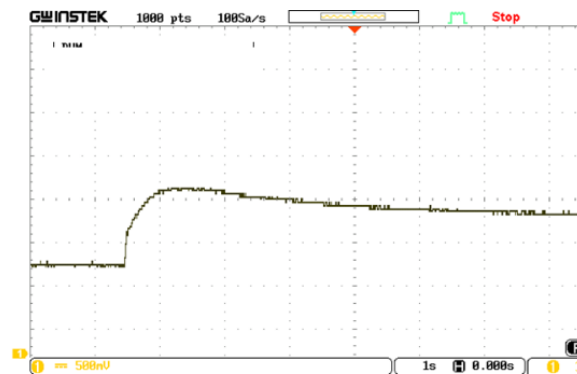
V_2 : volumen total deseado.

Tabla 2 Dilución de diferentes soluciones de glucosa.

C_1 [mg/dL]	V_1 [mL]	C_2 [mg/dL]	V_2 [mL]
500	0.12	60	10
500	0.18	90	10
500	0.2	100	10
500	0.24	120	10
500	0.32	160	10
500	0.36	180	10
500	0.4	200	10
500	0.5	250	10
500	0.7	350	10
500	0.8	400	10

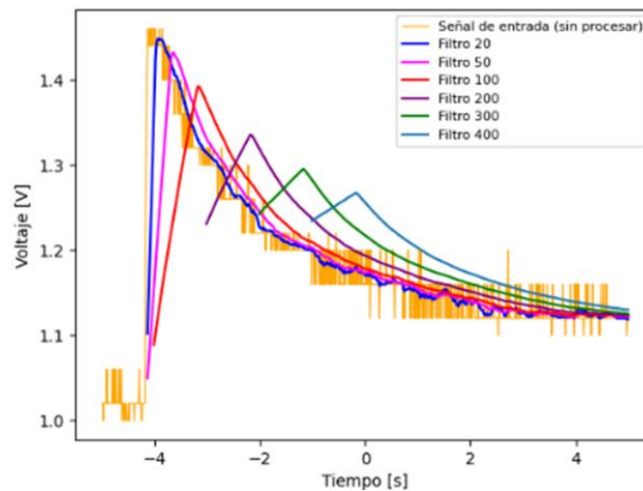
Fuente: elaboración propia.

Los datos fueron adquiridos utilizando un osciloscopio, registrando la señal durante 5 segundos a una frecuencia de muestreo de 100 Hz (Figura 5). Esta información permitió analizar la respuesta del sistema y establecer la correlación entre el voltaje medido y la concentración de glucosa. En las Figuras 5 y 6 se muestra la señal de entrada al ADC sin procesar, la cual presenta un nivel considerable de ruido.



Fuente: elaboración propia.

Figura 5 Salida del conversor de corriente a voltaje en el osciloscopio.



Fuente: elaboración propia.

Figura 6 Filtro de promedio móvil con diferentes ventanas.

Para mejorar la calidad de la señal y preservar la información relevante, se aplicó un filtro de promedio móvil con una ventana de 20 muestras, seleccionado por su capacidad para suavizar la señal sin perder detalles significativos. Además, para optimizar la implementación del filtro y mejorar la eficiencia del procesamiento en tiempo real, se utilizó un buffer circular en el código.

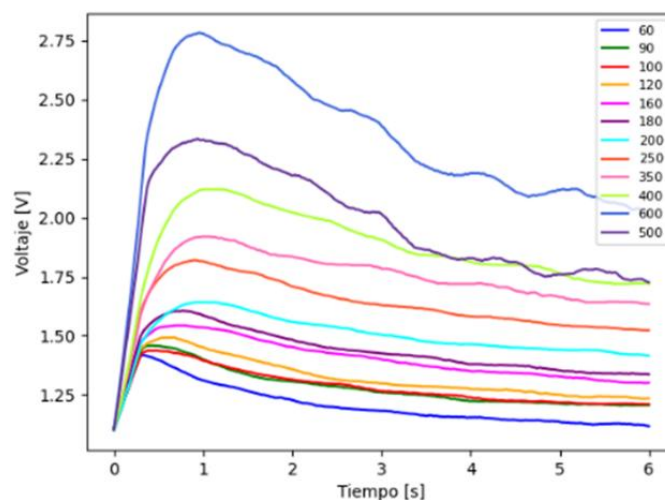
Con la señal suavizada, se utilizó una integral discreta con el objetivo de obtener una interpretación numérica del comportamiento de la tira reactiva. Esto permitió cuantificar los cambios en el flujo de electrones y correlacionarlos con la concentración de glucosa. Al analizar los resultados, se observó que la integral en rangos específicos tiende a estabilizarse en valores consistentes (Tabla 3).

Con base en esta tendencia, se seleccionó el intervalo de tiempo entre 1.5 y 2.5 s para calcular la integral y así poder determinar la concentración de glucosa en aproximadamente 5 s. Al trabajar con diferentes concentraciones de glucosa, se obtuvieron distintas amplitudes de las señales. En la Figura 7 se observa que a medida que la concentración de glucosa aumenta, los voltajes también aumentan.

Tabla 3 Promedio de voltajes en cada intervalo de la señal.

Concentración de glucosa [mg/dL]	Voltaje promedio de cada intervalo [s]					
	0 a 1	1.5 a 2.5	2 a 3.5	1.5 a 3	1.5 a 3.5	0 a 5
60	1.36	1.23	1.20	1.22	1.21	1.23
90	1.42	1.31	1.28	1.30	1.29	1.31
100	1.41	1.32	1.28	1.31	1.30	1.31
120	1.52	1.37	1.33	1.35	1.34	1.36
160	1.56	1.47	1.43	1.46	1.45	1.44
180	1.55	1.49	1.45	1.48	1.47	1.47
200	1.55	1.55	1.50	1.53	1.52	1.51
250	1.70	1.73	1.67	1.71	1.69	1.67
350	1.84	1.94	1.88	1.92	1.91	1.87
400	1.90	2.02	1.95	2.00	1.98	1.94

Fuente: elaboración propia.



Fuente: elaboración propia.

Figura 7 Señales de diferentes concentraciones de glucosa [mg/dL].

Tras realizar cuatro pruebas por cada concentración, se ajustaron los datos de la Tabla 3 a dos modelos matemáticos: uno lineal (Ecuación 4) y otro polinomial (Ecuación 5), los cuales describen el comportamiento de la señal con respecto a la concentración de glucosa.

$$CGL = 413.04V - 448.66 \quad (4)$$

$$CGP = 25.831V^2 + 328.41V - 381.28 \quad (5)$$

Donde:

CGL : concentración de Glucosa Lineal.

CGP : concentración de Glucosa Polinomial.

V : promedio de los voltajes en el intervalo de 1.5 s a 2.5 s.

La ecuación utilizada en el código final fue la lineal, ya que, tras una comparativa del porcentaje de error entre ambas ecuaciones, se observó que la ecuación lineal presentaba un menor error en comparación con la polinomial (Tabla 4). Una vez definido el modelo matemático, se realizaron los ajustes finales en el código para garantizar un funcionamiento preciso y coherente, siguiendo la lógica establecida en el diagrama de flujo de la Figura 8.

Tabla 4 Comparativa de ecuaciones vs. valores reales de glucosa.

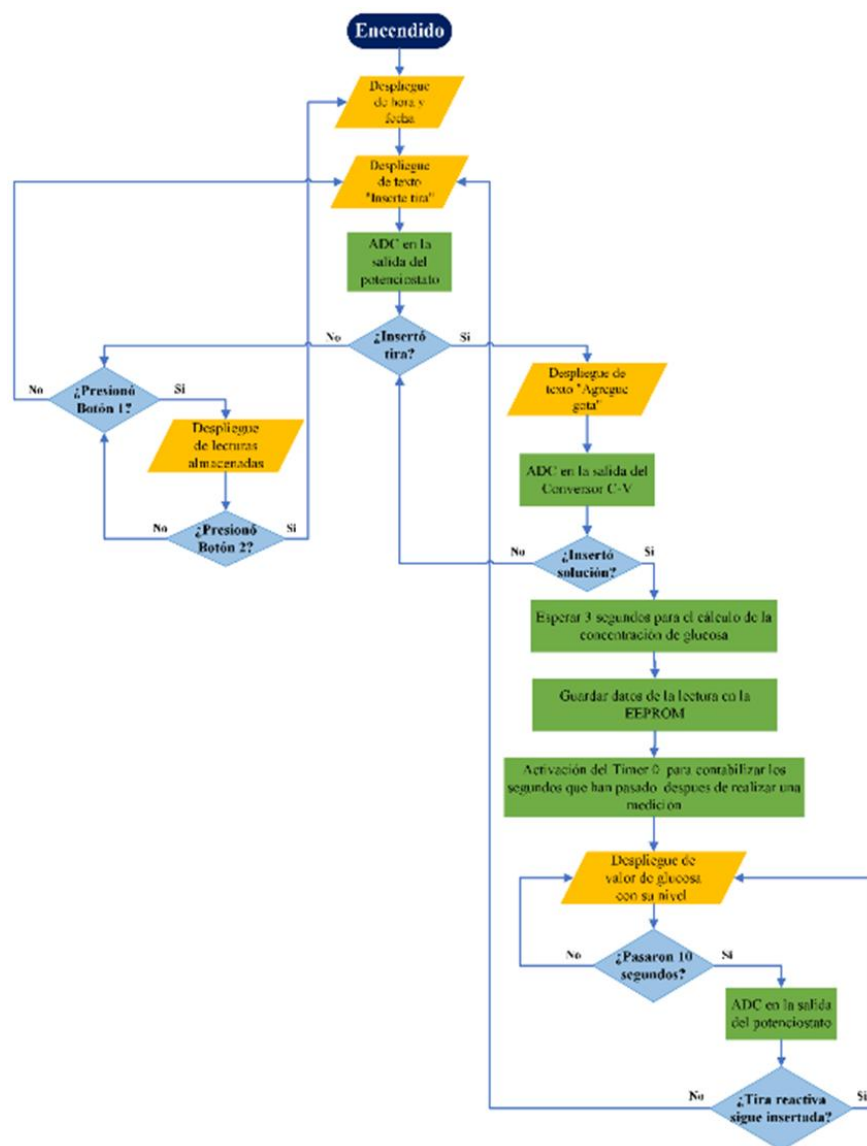
Concentración real [mg/dL]	Voltaje [V]	Concentración ecuación lineal [mg/dL]	Error ecuación lineal	Concentración ecuación polinomial [mg/dL]	Error ecuación polinomial
60	1.23	57.38	4.37 %	64.29	7.16%
90	1.32	93.04	3.38 %	95.17	5.75%
100	1.32	96.22	3.78 %	97.98	2.02%
120	1.37	118.39	1.34 %	117.82	1.82%
160	1.47	162.72	1.70 %	158.82	0.74%
180	1.50	173.15	3.81 %	168.71	6.27%
200	1.55	197.40	1.30 %	192.12	3.94%
250	1.74	277.83	11.13 %	273.54	9.42%
350	1.9475	370.23	5.78 %	356.27	1.79%
400	2.0275	405.34	1.34 %	390.76	2.31%

Fuente: elaboración propia

Comparativa

Con el código implementado, se realizó una comparación de los resultados obtenidos con tres glucómetros, cuyos modelos se muestran en la Figura 9. Para

cada solución de glucosa, se realizaron mediciones independientes. A partir de estos datos, se evaluó la dispersión de los resultados en relación con los valores reales y los porcentajes de error, siguiendo los lineamientos establecidos por la norma ISO 15197:2015. Esta norma específica que, para concentraciones de glucosa menores a 100 mg/dL , el 95% de los valores medidos pueden presentar un margen de error de 15 mg/dL [Giménez, 2017]. Por otro lado, para concentraciones de glucosa iguales o superiores a 100 mg/dL , el margen de error permitido es del $\pm 15\%$ [Giménez, 2017].



Fuente: elaboración propia.

Figura 8 Diagrama de flujo del programa.



a) Accu-Chek Instant.

b) Accu-Chek Guide.

c) INSMART.

Fuente: [Roche, 2019; Roche, 2023; Bioland, 2023].

Figura 9 Glucómetros utilizados para comparación.

Estos dispositivos, en específico los modelos Instant y Guide de la marca Accu-Chek (que se encuentran entre los de mayor venta), representan un costo elevado en su adquisición y en la compra de insumos esenciales para su funcionamiento, ya que para cada medición se necesita una tira reactiva y una lanceta nuevas. Para el caso de Accu-Chek Instant esto equivale a US \$0.45 dólares americanos por prueba (comprando 100 tiras y 100 lancetas). En la Tabla 5 se presentan algunos de los precios de estos glucómetros, junto con los costos de los insumos (lancetas y tiras reactivas).

Tabla 5 Precios de los glucómetros y tiras reactivas Accu-Chek e INSMART.

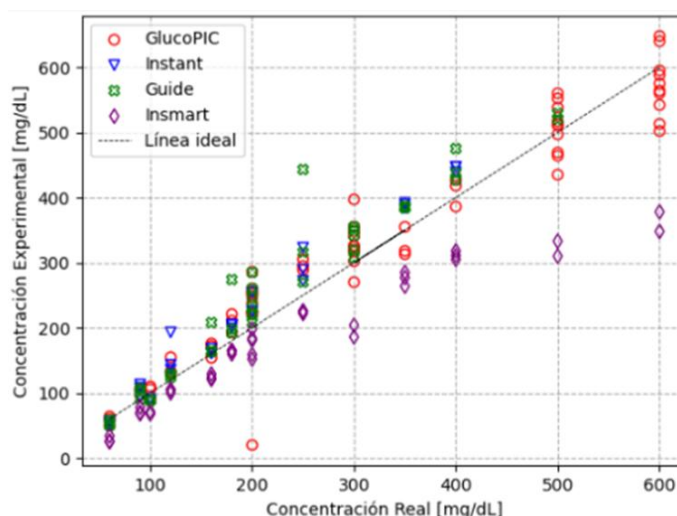
Glucómetro	Tiras reactivas 50 piezas	Dispositivo
Accu-Chek Instant [Roche, 2019]	US \$20	US \$31 con 25 lancetas
Accu-Chek Guide [Roche, 2023]	US \$19	US \$47 con 25 lancetas y 50 tiras reactivas
Accu-Chek Performa [Roche, 2025]	US \$25	Descontinuado
Accu-Chek Active [Roche, 2025]	US \$18	US \$30 con 10 lancetas y 10 tiras reactivas
INSMA RT [Bioland, 2023]	No hay venta de tiras reactivas sueltas en línea	US \$11 con 100 lancetas y 100 tiras reactivas

Fuente: elaboración propia .

3. Resultados

Las mediciones obtenidas para cada concentración de glucosa se presentan en la Figura 10, donde el nombre GlucoPIC corresponde al glucómetro desarrollado en este trabajo. Se comparan las concentraciones reales de glucosa con los valores obtenidos tanto con el dispositivo propuesto como con glucómetros comerciales.

A partir de estos datos, se calculó el porcentaje de muestras que cumplen con los criterios establecidos por la norma ISO 15197: 2015, cuyos resultados se resumen en las Tablas 6 y 7.



Fuente: elaboración propia.

Figura 10 Dispersión de las mediciones para cada glucómetro.

Tabla 6 Porcentaje de cumplimiento ISO 15197: 2015 (*concentración* < 100 mg/dL).

Glucómetro	GlucoPIC	Instant	Guide	INSMART
Porcentaje	83.33%	66.67%	83.33%	16.67%

Fuente: elaboración propia.

Tabla 7 Porcentaje de cumplimiento ISO 15197: 2015 (*concentración* > 100 mg/dL).

Glucómetro	GlucoPIC	Instant	Guide	INSMART
Porcentaje	72.13%	79.17%	75.00%	45.83%

Fuente: elaboración propia.

4. Discusión

Debido a la disponibilidad limitada de tiras reactivas para cada dispositivo de comparación, únicamente se realizaron 30 mediciones en total. Con el GlucoPIC se realizaron 70 mediciones en total, donde se realizaron 10 mediciones por concentración para las soluciones de 200, 300, 500 y 600 mg/dL. Si bien esta cantidad de muestras no permite obtener conclusiones definitivas, es suficiente para identificar tendencias en el comportamiento de los glucómetros evaluados y comparar su exactitud.

Los resultados presentados en las Tablas 6 y 7 sugieren que el glucómetro propuesto, GlucoPIC, muestra una tendencia a cumplir con los requerimientos mínimos establecidos por la norma ISO 15197: 2015, en cuanto a la exactitud de las mediciones. Los porcentajes obtenidos son comparables a los de los dispositivos Accu-Chek, los cuales están avalados por dicha norma.

Al comparar los resultados con el glucómetro INSMART, que utiliza las mismas tiras reactivas que el GlucoPIC, se observan diferencias significativas. En este caso, el INSMART muestra una menor exactitud, con una tendencia a no cumplir con los criterios de la ISO 15197: 2015, a pesar de ser un dispositivo actualmente disponible en el mercado.

Por otra parte, en la Figura 10 se observa que el GlucoPIC presenta una mayor exactitud en el rango de 60 mg/dL a 160 mg/dL ; no obstante, su precisión disminuye a medida que los niveles de glucosa aumentan. Un comportamiento similar se aprecia en los glucómetros Accu-Chek, donde la dispersión de los datos incrementa conforme crecen las concentraciones de glucosa. Además, para valores superiores a 400 mg/dL , los modelos Accu-Chek Guide y Accu-Chek Instant dejaron de mostrar un valor numérico y únicamente desplegaron el mensaje "HI", indicando que la concentración excede el límite máximo detectable.

5. Conclusiones

En este trabajo se logró diseñar e implementar un glucómetro invasivo, denominado GlucoPIC, mediante el cual, a partir de la experimentación, se desarrolló un modelo matemático capaz de correlacionar el comportamiento de la señal proveniente de las tiras reactivas con la concentración de glucosa. Los resultados experimentales mostraron que el dispositivo presenta una tendencia favorable a cumplir con los criterios de exactitud establecidos por la norma ISO 15197: 2015. Asimismo, se evidenció que, a pesar de que el glucómetro INSMART y el GlucoPIC utilizan las mismas tiras reactivas, el diseño del sistema de adquisición y procesamiento de la señal influye significativamente en los resultados. En este caso, el GlucoPIC mostró un desempeño superior en comparación con el glucómetro comercial que acompaña a dichas tiras.

Por otro lado, es importante reconocer que existen diversas propuestas de glucómetros que buscan responder a las necesidades actuales de la población. Por ejemplo, en la Universidad de Khulna de Ingeniería y Tecnología en Bangladesh se desarrolló un glucómetro invasivo basado en un microcontrolador ATMEGA8A AVR que emplea una ecuación trascendental como modelo matemático, alcanzando una precisión del 93 % en pruebas realizadas a 38 personas [Saha, 2014]. Asimismo, no solo existen áreas de oportunidad en los dispositivos, sino también en las tiras reactivas. En Monfared [2023], se propone una tira bioelectrónica de dos electrodos con una estructura híbrida Cu/Au/rGO/PEDOT:PSS que permite sistemas de procesamiento más simples. Estas propuestas evidencian que la innovación puede provenir tanto del diseño electrónico como de los materiales utilizados en los consumibles.

De igual manera, existen estudios recientes que exploran alternativas no invasivas, como el uso de sensores ópticos basados en el infrarrojo cercano [Pires, 2024] o sensores de glucosa basados en microondas, los cuales aún enfrentan desafíos como la variabilidad de los tejidos y la interferencia de la piel [Alsultani, 2025]. Incluso, el desarrollo de sistemas de monitoreo continuo integrados al Internet de las cosas permite que los profesionales de la salud accedan en tiempo real a las mediciones de sus pacientes, ampliando las posibilidades del cuidado clínico [Abubeker, 2024].

Este panorama muestra que el campo del monitoreo de glucosa continúa evolucionando rápidamente, donde el GlucoPIC se posiciona dentro de un ecosistema amplio de soluciones tecnológicas con diferentes grados de innovación y complejidad, no obstante, el presente estudio se vio limitado por la disponibilidad de tiras reactivas, realizándose únicamente 70 mediciones.

Para obtener resultados estadísticamente más robustos y cumplir completamente con la norma ISO, se recomienda realizar al menos 100 mediciones por intervalo establecido. Además, el modelo matemático podría beneficiarse de una caracterización más extensa, utilizando un mayor número de concentraciones de glucosa distribuidas en un rango más amplio. Como trabajo futuro, se plantea la realización de pruebas clínicas en humanos, lo cual también facilitaría mejoras en

la interfaz de usuario y ajustes al hardware para asegurar un funcionamiento óptimo en condiciones reales.

El desarrollo de glucómetros de bajo costo, personalizables y confiables, adaptados a las necesidades específicas de poblaciones vulnerables o instituciones, representa una oportunidad clave para democratizar el acceso a tecnologías médicas. En este sentido, iniciativas como el GlucoPIC abren la puerta a la creación de una infraestructura nacional de dispositivos médicos enfocados en resolver problemas locales de salud, como la diabetes. En conclusión, este trabajo demuestra que es viable diseñar y construir un dispositivo médico accesible, con un desempeño prometedor, que apunta al cumplimiento de normativas internacionales y que puede ser adaptado para abordar necesidades específicas de distintos sectores de la población.

6. Referencias y Bibliografía

- [1] Abubeker, K., Ramani, R., Raja, K., Sreenivasulu, G., Sathish, M., Girinivasan, C., Kamalraj, S. Internet of Things Enabled Open Source Assisted Real-Time Blood Glucose Monitoring Framework. *Scientific Reports*, 14, 6151, 2024.
- [2] Alsultani, A., Kovács, K., Chase, J., Benyo, B. Advances in Invasive and Non-Invasive Glucose Monitoring: A review of Microwave-Based Sensors. *Sensors and Actuators Reports*, 9, 100332, 2025.
- [3] Atmel. AT24C32 Datasheet. Atmel Corporation, 2003.
- [4] Bioland. Blood glucosa meter G-520. Bioland Technology Limited, 2023.
- [5] Colburn, A. W., Levey, K. J., O'Hare, D. O., and Macpherson, J. V. Lifting the Lid on the Potentiostat: a Beginner's Guide to Understanding Electrochemical Circuitry and Practical Operation. *Phys. Chem. Chem. Phys.*, Vol. 23, No. 14, pp. 8100–8117, 2021.
- [6] Dalvi, N. Glucose Meter Reference Design. Microchip Technology, Inc. 2013.
- [7] Escalona, R. J., Mendoza, X. A., Novo, L. R. Soluciones y Cálculos de Concentración. Unidades de Apoyo para el Aprendizaje. CUAIEED/Facultad de Medicina-UNAM, 2021.

- [8] FID. Atlas de la diabetes de la FID. Federación Internacional de Diabetes, novena edición, 2019.
- [9] Freestyle. Primeros Pasos. Abbott, 2025.
- [10] Giménez, O., ISO 15197:2015, La Norma de la Comisión Europea que Exige una Mayor Precisión a los Sistemas de Monitorización de Glucosa en Sangre. Farmaceutico, Vol. 552, 2017.
- [11] Microchip. PIC16F1788/9 Datasheet. Microchip Technology Inc. 2015.
- [12] Monfared, M., Farahmandpour, M., Hamedi, S., Kordrostami, Z. Development of a Portable Smart Glucometer with Two-Electrode Bio-Electronic Test Strip Patch Based on Cu/Au/rGO/PEDOT:PSS. Scientific Reports, 13, 9505, 2023.
- [13] OMS. Informe Mundial Sobre la Diabetes. Organización Mundial de la Salud. Documento Production Services, 2016.
- [14] PFC. 14 de noviembre. Día mundial de la Diabetes. Procuraduría Federal del Consumidor, 2022.
- [15] Pires, L. M., Martins, J. Design and Implementation Low-Power Device for Non-Invasive Blood Glucose (Version 1). Preprints.org., 2024.
- [16] Roche. Accu-Chek Guide. Roche Diabetes Care Limited, 2023.
- [17] Roche. Accu-Chek Instant. Roche, 2019.
- [18] Roche. Accu-Chek. Servicios Farmacéuticos Especializados, 2025.
- [19] Saha, S., Sarker, N., Hira, A. Design & Implementation of a Low-Cost Blood Glucose Meter with High Accuracy. In Proceedings of the International Conference on Electrical Engineering and Information & Communication Technology, Dhaka, Bangladesh, 2014.
- [20] UNIT Electronics. DS1307 AT24C32 Tiempo Real RTC. UNIT Electronics, 2025.
- [21] Yoo, E. H., Lee, X. Y., Glucose Biosensors: An Overview of Use in Clinical Practice. Sensors (Basel), vol. 10, no. 5, pp. 4558–4576, 2010.