



**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO**

---

**FACULTAD DE INGENIERÍA**

**Implementación de un  
glucómetro invasivo con un  
microcontrolador PIC**

**TESIS**

Que para obtener el título de

**Ingeniera en Sistemas Biomédicos**

**P R E S E N T A**

Cecilia Belén Hernández Cerda

**DIRECTOR DE TESIS**

Dr. Miguel Ángel Bañuelos Saucedo



Ciudad Universitaria, Cd. Mx., 2025

# Índice

<b>I. Introducción</b> .....	1
<b>Diabetes</b> .....	1
¿Qué es la diabetes? .....	1
Diabetes en México y en el mundo .....	1
El costo de tener diabetes .....	2
Importancia de un continuo monitoreo .....	3
<b>Glucómetros</b> .....	4
Dispositivos Médicos .....	4
Glucómetros y sus marcas comerciales .....	5
Generaciones de biosensores .....	7
<b>II. Planteamiento del Problema</b> .....	10
<b>Objetivo</b> .....	10
Objetivos Específicos .....	10
<b>Características de Diseño</b> .....	10
<b>III. Propuesta de Diseño</b> .....	11
<b>Reconocimiento Biológico</b> .....	11
Tiras Reactivas .....	11
Potenciostato .....	13
<b>Transductor y Sistema de Procesamiento</b> .....	14
Microcontrolador .....	14
Convertor de Corriente a Voltaje .....	16
Conversión Digital a Analógica (DAC) .....	18
Conversión Analógica a Digital (ADC) .....	20
<b>Almacenamiento y Despliegue de Datos</b> .....	22
EEPROM .....	22
Módulo RTC .....	23
OLED .....	24
<b>IV. Implementación</b> .....	26
<b>Caracterización</b> .....	26
Soluciones de Glucosa .....	27
Obtención y Limpieza de Datos .....	28
Integral Discreta .....	30

Regresión Lineal.....	32
<b>Código</b> .....	33
<b>V. Comparativa</b> .....	34
Metodología y Materiales .....	34
Resultados.....	36
<b>VI. Conclusiones</b> .....	39
<b>Anexos</b> .....	41
<b>Anexo 1: Código</b> .....	41
<b>Anexo 2: Diagrama de Flujo</b> .....	49
<b>Bibliografía</b> .....	50

# I. Introducción

## Diabetes

En esta sección se dará una definición general de la diabetes, así como un marco global y nacional de cómo afecta la diabetes hoy en día a la población de manera física y monetaria.

### ¿Qué es la diabetes?

Según la Organización Mundial de la Salud (OMS), la diabetes es una afección crónica y grave que ocurre cuando el páncreas no genera una cantidad suficiente de insulina o cuando el cuerpo no logra utilizarla de manera eficiente [1]. Existen distintos tipos de diabetes que afectan de diferente manera a la persona que padece la enfermedad.

- Diabetes Tipo 1: este tipo de diabetes también es conocido como diabetes juvenil o diabetes insulino dependiente. Como su nombre lo indica las personas con este tipo de diabetes necesitan inyecciones diarias de insulina y esto es porque existe una producción deficiente o nula de insulina[2]. Actualmente, aún no se sabe porque da este tipo de diabetes y por consiguiente no se puede prevenir.
- Diabetes Tipo 2: la gran mayoría de los diabéticos tienen este tipo de diabetes y a pesar de tener síntomas parecidos a los de un diabético tipo 1, en este tipo el organismo no utiliza de manera eficaz la insulina que se produce[2]. El mayor problema de este tipo de diabetes es que su diagnóstico, por lo regular, es tardío cuando ya aparecieron distintas complicaciones.
- Diabetes Gestacional: este tipo de diabetes aparece durante el embarazo y aumenta el riesgo de que las mujeres que la han padecido desarrollen diabetes tipo 2 en el futuro. [2].

### Diabetes en México y en el mundo

Según la Federación Internacional de la Diabetes (FID) en el 2019 existían aproximadamente 463 millones de adultos entre 20 y 79 años con diabetes; de los cuales, según la Encuesta Nacional de Salud y Nutrición realizada en el 2018, 8.5 millones eran mexicanos, pero se estima que existían aproximadamente 4.9 millones de personas sin diagnosticar [2].

En cuanto a la mortalidad, se calculó que aproximadamente 4.2 millones murieron en el mundo en el 2019, por la diabetes y sus complicaciones. Se calcula que la diabetes es la causa de muerte del 11.3% de los fallecimientos a nivel mundial. En México, la diabetes fue la causante del 14% de las muertes en el 2020 [3], tomando el tercer puesto de las causas de defunciones, superada por el COVID 19 y las enfermedades del corazón. Estos números se espera que aumenten mundialmente.

En la Tabla 1 se observa los 10 países con mayor cantidad de personas con diabetes y su tendencia en los próximos años. Podemos observar que México está proyectado para mantenerse en el sexto lugar, pero para 2045 se espera que existan aproximadamente 22.3 millones de personas con diabetes. [4]

Tabla 1: Los 10 países o territorios con la mayor cantidad de adultos (20-79 años) con diabetes [2]

2019			2030			2045		
Orden	País o territorio	Cantidad de personas con diabetes (en millones)	Orden	País o territorio	Cantidad de personas con diabetes (en millones)	Orden	País o territorio	Cantidad de personas con diabetes (en millones)
1	China	116,4 (108,6-145,7)	1	China	140,5 (130,3-172,3)	1	China	147,2 (134,7-176,2)
2	India	77,0 (62,4-96,4)	2	India	101,0 (81,6-125,6)	2	India	134,2 (108,5-165,7)
3	Estados Unidos	31,0 (26,7-35,8)	3	Estados Unidos	34,4 (29,7-39,8)	3	Pakistán	37,1 (15,8-58,5)
4	Pakistán	19,4 (7,9-30,4)	4	Pakistán	26,2 (10,9-41,4)	4	Estados Unidos	36,0 (31,0-41,6)
5	Brasil	16,8 (15,0-18,7)	5	Brasil	21,5 (19,3-24,0)	5	Brasil	26,0 (23,2-28,7)
6	México	12,8 (7,2-19,4)	6	México	17,2 (9,7-20,6)	6	México	22,3 (12,7-26,8)
7	Indonesia	10,7 (9,2-11,5)	7	Indonesia	13,7 (11,9-14,9)	7	Egipto	16,9 (9,0-19,4)
8	Alemania	9,5 (7,8-10,6)	8	Egipto	11,9 (6,4-13,5)	8	Indonesia	16,6 (14,6-18,2)
9	Egipto	8,9 (4,8-10,1)	9	Bangladesh	11,4 (9,4-14,4)	9	Bangladesh	15,0 (12,4-18,9)
10	Bangladesh	8,4 (7,0-10,7)	10	Alemania	10,1 (8,4-11,3)	10	Turquía	10,4 (7,4-13,3)

Los intervalos de confianza del 95% se indican entre paréntesis.

## El costo de tener diabetes

Las personas con diabetes pueden tener una buena calidad de vida si se detecta a tiempo la enfermedad y se atiende de manera correcta. Para esto, los diabéticos deben poder acceder a una asistencia estructurada, constante y organizada, proporcionada por un profesional de la salud calificado[1]. Según la OMS los principios básicos de la atención integral de la diabetes son:

- Intervenciones para fomentar los buenos hábitos en cuanto a alimentación, actividad física y abstención de consumo de tabaco y alcohol.
- Medicamentos para controlar la hiperglucemia.
- Medicamentos para controlar las enfermedades cardiovasculares.
- Exámenes periódicos para detectar de manera temprana distintas complicaciones.
- Establecimiento de criterios estandarizados para la derivación de pacientes a los diferentes niveles del sistema de salud, garantizando el acceso a la atención especializada.
- Atención integrada de la diabetes y otras enfermedades.

Tabla 2: Gasto por país en salud relacionada con la diabetes [2]

Orden	País o territorio	Gasto total en salud relacionado con la diabetes en 2019 (miles de millones de USD) (20-79 años)
1	Estados Unidos	294,6
2	China	109,0
3	Brasil	52,3
4	Alemania	43,8
5	Japón	23,5
6	México	17,0
7	Francia	16,9
8	Reino Unido	14,1
9	Canadá	12,3
10	Federación Rusa	10,6

Todos estos principios no solo suponen un costo para el paciente, también para el gobierno que proporciona los servicios de atención a la salud. Como se observa en la Tabla 2, mundialmente Estados Unidos es el país que tiene un mayor gasto en salud relacionado con la diabetes con 294,6 mil millones de USD y México entraría como el sexto país con un gasto de 17 millones en el 2019.

La Procuraduría Federal del Consumidor realizó una tabla para ejemplificar los costos que podría llegar a tener un paciente diabético como se observa en la Tabla 3. Cabe destacar que esta tabla solo es demostrativa, ya que los costos de los insumos y medicamentos pueden variar dependiendo las marcas y la cantidad de estos dependerá de cada paciente.

En este caso, el principio que nos interesa es el de control de las glucemias para prevenir y monitorizar las complicaciones que puedan llegar a padecer los diabéticos. Este monitoreo continuo, lamentablemente, no ha sido evaluado a escala mundial para el acceso a las tiras reactivas y a los monitores (glucómetros). Existen indicios de que este tipo de monitoreo continuo no está al alcance de la mayoría de los diabéticos por los costos elevados y se da prioridad a la adquisición de medicamentos.

Tabla 3: Ejemplo de costos por diabetes en un mexicano[3]

**Ejemplo del costo de algunos productos y medicamentos para control de la Diabetes**

Producto	Especificación	Desde		Hasta		Diferencias	
		Precio unitario	Costo al mes	Precio unitario	Costo al mes	\$	%
Jeringas	Caja con 10 piezas	\$27.75	\$83.25	\$60.50	\$181.50	\$98.25	118.0%
Lancetas	Caja de 100 lancetas	\$80.00	\$80.00	\$240.00	\$240.00	\$160.00	200.0%
Tiras reactivas	Caja con 50 tiras	\$301.50	\$301.50	\$403.00	\$403.00	\$101.50	33.7%
Insulina	Accion intermedia	\$600.00	\$600.00	\$900.00	\$900.00	\$300.00	50.0%
<b>Gasto mensual aproximado</b>			<b>\$1,064.75</b>		<b>\$1,724.50</b>	<b>\$659.75</b>	<b>62.0%</b>
<b>Gasto anual aproximado</b>			<b>\$12,777.00</b>		<b>\$20,694.00</b>	<b>\$7,917.00</b>	<b>62.0%</b>

Los precios mostrados en el cuadro son únicamente de referencia. En el mercado se pueden encontrar precios más bajos y más altos a los mostrados en el cuadro.

## Importancia de un continuo monitoreo

Según el Atlas de la Diabetes de la FID, el autocontrol por parte de las personas con diabetes es un factor clave tanto para una prevención efectiva como para retrasar la aparición de complicaciones asociadas a la enfermedad. [2]. Esto es porque la principal causa de muerte para los diabéticos es ocasionada por las distintas complicaciones, estas pueden llegar a ser:

- Enfermedades cardiovasculares
- Nefropatía Diabética
- Pie diabético
- Complicaciones en el embarazo

Si existiera un mejor monitoreo y diagnóstico para la diabetes, se podrían evitar dichas complicaciones y por consiguiente evitar muchas muertes, así como se reducirían gastos para el paciente y los servicios de salud.

La diabetes es un problema mundial y nacional actualmente; para combatir esta enfermedad, es necesario implementar nuevas estrategias y tecnologías. Uno de los principales problemas que se ha observado es que no existen métodos baratos y sencillos de utilizar para mantener un monitoreo continuo de la enfermedad y esto conlleva a que el paciente tenga una mayor tendencia a presentar complicaciones en un futuro que no solo implicarán un costo para el paciente, sino también para todos los servicios de salud que se puedan ver involucrados.

Por eso se propone comprender cómo funciona el sistema de monitoreo más utilizado que es el glucómetro y con esto proponer un dispositivo que sea barato y sencillo de utilizar para el usuario utilizando tiras reactivas de bajo costo.

## Glucómetros

En esta sección se explicará qué es un glucómetro, su evolución a lo largo del tiempo, y se describirán los diferentes tipos de glucómetros que existen actualmente en el mercado, destacando los avances tecnológicos que han impulsado su desarrollo.

## Dispositivos Médicos

Los dispositivos médicos son de vital importancia para el diagnóstico, tratamiento y monitoreo de diferentes padecimientos.

Según la NOM-241-SSA1-2018 para las buenas prácticas de fabricación de dispositivos médicos, un dispositivo médico es un aparato, instrumento, utensilio, máquina, incluido el software para su funcionamiento, producto o material implantable, agente de diagnóstico, material, sustancia o producto similar, para ser empleado solo o en combinación directa o indirecta en seres humanos para el diagnóstico, prevención, vigilancia o monitoreo, y/o auxiliar en el tratamiento de enfermedades; diagnóstico, vigilancia o monitoreo, tratamiento, protección, absorción, drenaje, o auxiliar en la cicatrización de una lesión; sustitución, modificación o apoyo de la anatomía o de un proceso fisiológico; soporte de vida; control de la concepción; desinfección de dispositivos médicos; sustancias desinfectantes; provisión de información mediante un examen *in vitro* de Muestras extraídas del cuerpo humano, con fines diagnósticos; dispositivos que incorporan tejidos de origen animal y/o humano, y/o dispositivos empleados en fertilización *in vitro* y tecnologías de reproducción asistida.[5], [6]

Los dispositivos médicos se clasifican por su categoría de uso en: equipo médico, destinado a la atención médica, quirúrgica o a procedimientos de exploración, diagnóstico, tratamiento y rehabilitación de pacientes; prótesis, órtesis y ayudas funcionales, destinadas a sustituir o completar una función, un órgano o un tejido del cuerpo humano; agentes de diagnóstico, que incluyen todos los insumos, como antígenos, anticuerpos, calibradores, verificadores, reactivos, equipos de reactivos, medios de cultivo y de contraste, y cualquier otro similar que pueda utilizarse como auxiliar en otros procedimientos clínicos o paraclínicos; insumos de uso odontológico, que abarcan todas las sustancias o materiales empleados para la atención de la salud dental; materiales quirúrgicos y de curación, utilizados en la práctica quirúrgica o en el tratamiento de soluciones de continuidad, lesiones de la piel o sus anexos; y productos higiénicos, definidos como materiales y

sustancias que se aplican en la superficie de la piel o en cavidades corporales, y que tienen acción farmacológica o preventiva [6], [7].

Una vez que se identifica la categoría de uso se realizará otra clasificación para el riesgo a la salud, la cual toma en cuenta la indicación de uso y el tiempo de contacto con el cuerpo humano, con esto se evaluará el riesgo que implica su uso. Tomando esto en cuenta la clasificación es la siguiente:

Clase I, aquellos dispositivos que no se introducen en el organismo y cuya eficacia y seguridad están comprobadas; Clase II, aquellos dispositivos que pueden tener variaciones con el material que están elaborados o en su concentración y que se pueden introducir al organismo para una permanencia menor a los 30 días; Clase III, aquellos dispositivos nuevos o recientemente aceptados en la práctica médica o que se introducen al organismo y permanecen en el más de 30 días [6], [7].

## Glucómetros y sus marcas comerciales

Según la Real Academia Española, la palabra “glucómetro” proviene de las raíces griegas “glykys”, que significa *dulce*, y “-metro”, que significa *medida* o *instrumento para medir*. La unión de estos términos da como resultado “instrumento para medir glucosa”.

Este término describe parcialmente la función del glucómetro. Como se mencionó en la sección anterior, un glucómetro es un dispositivo médico portátil que, por su categoría de uso, se clasifica como un agente de diagnóstico, ya que funciona como auxiliar para monitorear la condición médica de la diabetes. Además, se clasifica como un dispositivo de riesgo Clase II, debido a que interactúa con el cuerpo de manera indirecta, al analizar muestras de sangre extraídas del organismo.

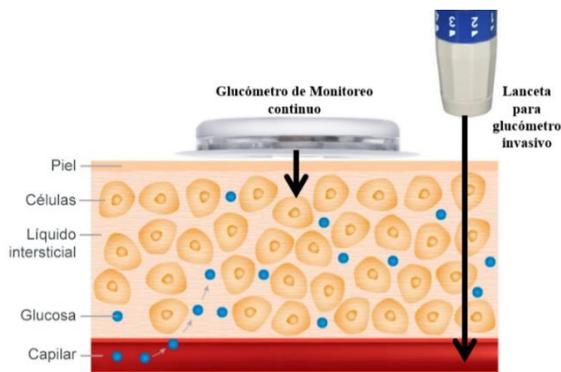


Figura 1: Diferencia de penetración entre los dos tipos de glucómetro[8]

Actualmente existen dos tipos de glucómetro, los invasivos y los de monitoreo continuo, los cuales también se consideran invasivos. Según la COFEPRIS, “un dispositivo médico es considerado invasivo cuando penetra parcial o totalmente en el interior del cuerpo por un orificio corporal o por la superficie corporal”[9]. Ambos tipos cumplen con esta definición, ya que penetran parcialmente la piel: los invasivos para obtener muestras de sangre y los de monitoreo continuo para analizar el líquido intersticial. (Figura 1)

Los glucómetros invasivos son actualmente los más comercializados y resultan ideales para pacientes que necesitan realizar menos de 3 o 4 mediciones diarias de glucosa. Para su funcionamiento, se requiere contar con tiras reactivas, que se insertan en el glucómetro y reciben la gota de sangre del paciente. Además, se utilizan lancetas, agujas estériles encargadas de realizar el pinchazo en el dedo para obtener la muestra de

sangre, y una pluma para lancetas, un dispositivo donde se coloca la lanceta y que permite ajustar la fuerza del pinchazo, adaptándose a las necesidades de cada paciente.

Para realizar una medición, lo primero a realizar es limpiar el dedo donde se desea hacer la prueba con una toallita antiséptica. Es importante destacar que se puede realizar la medición en todos los dedos de la mano menos en los dedos pulgares y en los casos de los infantes se pueden realizar en los dedos de los pies o el talón. Una vez limpia la zona, se insertará la tira reactiva en el glucómetro para posteriormente realizar el pinchazo, para esto, primero se presionará el dedo para poder realizar el pinchazo en la parte lateral de la punta del dedo con la pluma de lancetas y una lanceta estéril. Esta gota de sangre obtenida se insertará en el glucómetro donde después de unos 5 segundos se obtendrá un valor de glucosa. En la Tabla 4 se observan las interpretaciones de los resultados obtenidos según la Asociación Americana de Diabetes.

Tabla 4. Valores de glucosa y su interpretación

Glucosa en Ayunas	Interpretación
<100 mg/dL	Dentro del rango
100-125 mg/dL	Prediabetes
>125 mg/dL	Diabetes

Actualmente, en México algunas empresas que proporcionan este producto son Roche con la marca de Accu-Chek, Lifescan con la marca de OneTouch y algunas marcas con un menor posicionamiento en el mercado como TrueMetrix o Contour Plus.

En cambio, los de monitoreo continuo son una buena opción para personas con diabetes tipo 1 que necesitan un mejor control de su glucosa. Actualmente, en México el más conocido es el Freestyle Libre de la compañía Abbot, este dispositivo va insertado en la dermis, para acceder al líquido intersticial Figura 1, y así realizar mediciones continuas cada 15 min, estas mediciones las puede mantener almacenadas durante 8 horas hasta el próximo escaneo del dispositivo[8].

El dispositivo al adquirirlo cuenta con un sensor y el dispositivo de escaneo, que puede ser el celular, solo es necesario descargar una aplicación (Freestyle Libre Sensor), o el dispositivo de escaneo propio de Freestyle como se observa en el Figura 2. El sensor cuenta con una vida útil de 14 días y este se inserta en la parte posterior del brazo comúnmente o donde la piel suela mantenerse lisa durante las actividades diarias. Para insertarlo es necesario limpiar la zona con una toalla antiséptica y después insertar el sensor presionando el botón del empaque como se observa en la Figura 2.



Figura 2: Glucómetro Freestyle Libre con sus dispositivos de escaneo y la colocación del sensor [8]

Para configurar la aplicación del celular e identifique el nuevo sensor, solo es necesario entrar a la aplicación y seleccionar la opción de “Seleccionar Sensor Nuevo” donde se escaneará por primera vez tu sensor y al hacerlo el celular sonará o vibrará. Después de esto se tendrá que esperar una hora al usuario para que el sensor se adapte al cuerpo y consultar sus mediciones. La gran ventaja de este equipo es tener la oportunidad de consultar todos los datos que se recabaron durante los 14 días y así tener un mayor control de las glucosas.

La diferencia de ambos glucómetros, además de la cantidad de mediciones, radica en el origen de las muestras. Para los glucómetros invasivos se obtienen las muestras de los vasos sanguíneos capilares, en cambio, en los glucómetros de monitoreo continuo la muestra se obtiene del líquido intersticial. Debido a esta diferencia, incluso si las mediciones se realizan al mismo tiempo con ambos dispositivos, los resultados no serán idénticos, ya que la concentración de glucosa en la sangre capilar y en el líquido intersticial varía.

A pesar de esta discrepancia, los glucómetros de monitoreo continuo cumplen con los criterios establecidos por la ISO 15197:2015, que define los requisitos mínimos de precisión para los sistemas de monitorización de glucosa en sangre. De acuerdo con esta norma, el 95% de las mediciones deben estar dentro de un margen de error de  $\pm 15$  mg/dL en comparación con el promedio de los valores obtenidos mediante un método de referencia, cuando las concentraciones sean inferiores a 100 mg/dL. [10]. Para concentraciones superiores, se permite un margen de error del  $\pm 15\%$  [10].

El glucómetro es una herramienta crucial para el monitoreo constante y la detección temprana de la diabetes y sus complicaciones. En personas con predisposición a desarrollar diabetes, su uso permite realizar mediciones semanales en ayunas para identificar posibles signos de prediabetes, caracterizados por niveles de glucosa entre 100 y 125 mg/dL. Si los valores en ayunas superan este rango, es un fuerte indicio de un posible diagnóstico de diabetes, lo que permite al paciente acudir al médico de manera temprana, antes de que se presenten complicaciones más graves.

En el caso de pacientes con un diagnóstico confirmado de diabetes, el glucómetro es una herramienta invaluable para monitorear el progreso de la enfermedad. A partir de las mediciones, se pueden realizar ajustes oportunos en el tratamiento, los hábitos alimenticios o el estilo de vida del paciente, con el objetivo de evitar complicaciones adicionales y mejorar su calidad de vida.

## Generaciones de biosensores

Como se explicó en la sección anterior, ambos tipos de glucómetros utilizan una muestra biológica, ya sea sangre capilar o líquido intersticial. Para detectar la concentración de glucosa en estas muestras, es indispensable un biosensor. Este componente traduce la reacción bioquímica que ocurre en la muestra en una señal eléctrica, la cual es posteriormente procesada y cuantificada por el dispositivo para proporcionar una lectura precisa.



Figura 3: Partes de un biosensor

Un biosensor puede ser definido como “Unidad analítica compacta que integra un elemento de reconocimiento sensible, biológico o derivado biológicamente, asociado con un transductor fisicoquímico.” [11]. Un biosensor tiene 3 partes principales las cuales se explican en la Figura 3.

En este caso, el glucómetro cuenta con un transductor electroquímico, estos tipos de transductores pueden estar divididos de la siguiente manera:

- a) Potenciométrico: mide la diferencia de potencial entre dos electrodos, se utiliza por lo regular en mediciones de pH.
- b) Amperométrico: mide la corriente que se produce por la reacción redox entre el analito y el electrodo. Se utiliza en los sensores de glucosa y los sensores de oxígeno.
- c) Condumétrico: mide los cambios de la conductividad eléctrica de una solución. Se utiliza en cromatografía y monitoreo de la calidad del agua.

A pesar de que los biosensores de glucosa no han cambiado mucho desde 1962, con el primer biosensor de glucosa, podemos dividir la historia de estos biosensores en tres generaciones:

#### a) Primera Generación

La primera vez que se habló del concepto del biosensor de glucosa fue en 1962 cuando Clark y Lyons propusieron dicho sensor compuesto de un electrodo de oxígeno. En este caso, se utiliza una enzima para convertir la glucosa en glucolactone y liberar electrones. Para que exista una reacción constante se necesita oxígeno para que se reduzca y así producir peróxido de hidrógeno. Este peróxido de hidrógeno ayuda a detectar la cantidad de glucosa en la muestra gracias a la electro-conducción de esta[12].

El mayor problema de esta generación es que se depende de la concentración de oxígeno disuelto en la muestra y esto puede producir errores en los valores obtenidos de glucosa. El primer glucómetro comercial fue el *Yellow Springs Instrument Company Analyzer* (Figura 4), que se lanzó en 1975 pero se utilizaba exclusivamente en laboratorios clínicos debido a su alto costo.

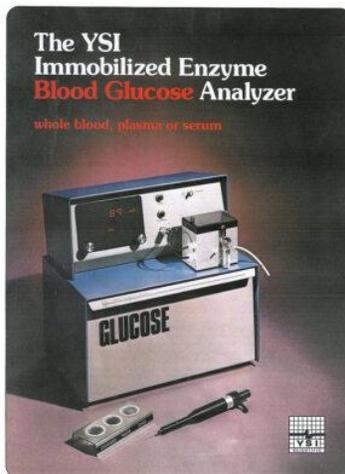


Figura 4: *Yellow Springs Instrument Company Analyzer* [13]

#### b) Segunda Generación

Al existir el problema del oxígeno se buscaron alternativas y se observó que existen otras moléculas que pueden realizar el papel del oxígeno como el ferroceno que cumple como buen mediador, no reacciona con el oxígeno, es estable en su forma reducida como oxidada y reacciona rápido a la enzima[12].

La primera investigación utilizando este mediador redox se demostró en 1970, pero no fue hasta 1987 que se lanzó el primer glucómetro de automonitoreo llamado *ExaTech* por *Medisense Inc*, como se observa en la Figura 5. Actualmente la mayoría de los glucómetros utilizan este concepto, el único problema que supone es que si se quisieran crear dispositivos implantables no serviría poner este mediador por su toxicidad.



Figura 5: *ExaTech* por *Medisense Inc* [14]

#### c) Tercera Generación

La idea de la tercera generación de biosensores de glucosa es que no existan mediadores como el ferroceno[12]. En vez de usar mediadores, el electrodo puede realizar la transferencia de electrones utilizando materiales conductores orgánicos basados en complejos de transferencia de carga. El principal obstáculo de esto es la estructura de la enzima que no permite que suceda esta transferencia de electrones directamente del electrodo.

Actualmente, no existen dispositivos comerciales que utilicen esta generación de biosensores, pero las líneas de investigación están centradas en encontrar nuevos materiales para los electrodos o la utilización de diferentes enzimas en vez de la glucosa oxidasa.

#### d) Sistemas de Monitoreo Continuo

Existen dos tipos de sistemas de monitoreo continuo; el primero son unos electrodos tipo aguja que se implantan subcutáneamente, su principio de funcionamiento es básicamente el mismo al de un glucómetro de segunda generación, únicamente cambia el hecho de que estos glucómetros realizan la medición de glucosa en el líquido intersticial. El primer glucómetro comercial que utilizaba este tipo de sistema de monitoreo continuo fue el Minimed de la compañía Sylmar en 1982.

El segundo sistema de monitoreo continuo se basa en la técnica de micro diálisis para tener una mejor precisión. Un glucómetro que utiliza esta técnica es el GlucoDay de la compañía Menarini.

## II. Planteamiento del Problema

La diabetes es una enfermedad que afecta no solo a la población mexicana, sino también a millones de personas en todo el mundo. Debido a su creciente prevalencia, la demanda de dispositivos que permitan un monitoreo efectivo de esta enfermedad resulta indispensable para prevenir complicaciones que puedan deteriorar significativamente la calidad de vida de los pacientes.

Aunque existen múltiples dispositivos comerciales diseñados para este propósito, su alto costo sigue siendo una barrera importante, especialmente en países en vías de desarrollo donde muchas personas no tienen acceso a los insumos necesarios para el funcionamiento de estos dispositivos. Esta limitación económica convierte a estas herramientas en soluciones poco factibles para gran parte de la población que las necesita.

Investigar y desarrollar una alternativa más accesible, que a la vez sea comparable con equipos comerciales, podría transformar positivamente la vida de los pacientes al brindarles acceso a tecnologías esenciales para su monitoreo diario. Además, esto contribuiría a reducir las muertes asociadas a complicaciones de la diabetes y aliviaría la carga económica sobre los sistemas de salud, que actualmente destinan recursos significativos al tratamiento de estas complicaciones.

### Objetivo

Desarrollar y diseñar un glucómetro invasivo con un microcontrolador PIC, utilizando tiras reactivas de bajo costo para posteriormente realizar una comparativa con glucómetros en el mercado.

### Objetivos Específicos

- Investigar los componentes principales que conforman un glucómetro invasivo.
- Desarrollar un prototipo funcional.
- Crear un modelo matemático que obtenga el valor de glucosa a partir de una señal.
- Evaluar su precisión mediante pruebas experimentales y una comparativa con otros glucómetros.

### Características de Diseño

Algunas de las funciones básicas de los glucómetros comerciales son la medición de la glucosa en mg/dL, el almacenamiento de las lecturas, reloj y calendario para el registro del día y hora exactos de cada medición. Algunos traen indicadores visuales como advertencia para los rangos de los niveles de glucosa deseados, alarmas para programar mediciones o la opción de ver el promedio de las lecturas en ciertos rangos de tiempo. En este caso, el glucómetro propuesto realizará las siguientes funciones:

- Medición de glucosa: en un rango de 20-600 mg/dL, porque es el rango que tiene el glucómetro comercial que utiliza las mismas tiras reactivas.
- Almacenamiento de lecturas: el almacenamiento deberá incluir la hora y fecha de cada medición para que el usuario tenga una mejor consulta de sus niveles.
- Calendario: El glucómetro desplegará siempre la fecha del día en el que se realiza la medición, esto para poder guardarla en la memoria para su futura consulta.
- Reloj: El glucómetro desplegará la hora exacta para poder guardarla junto con la lectura de glucosa y así el usuario sepa si fue una medición antes o después de comer.
- Indicadores visuales: En la pantalla se desplegará junto con la medición un indicador visual que indique si el valor de glucosa está dentro o fuera del rango preestablecido.

### III. Propuesta de Diseño

Para lograr las funciones mencionadas en la sección de “Características de Diseño” se realizó una investigación y comparación para observar cuales son los componentes principales más utilizados en los glucómetros (Figura 6).



Figura 6: Observación de los componentes principales en el glucómetro One Touch Ultra

A partir de esta investigación se encontró que el glucómetro cuenta con 3 grandes secciones, las cuales se subdividen en componentes específicos. La primera es contar con un sistema de reconocimiento biológico que permita extraer una señal que represente los niveles de glucosa a partir de la gota de sangre del usuario. En esta primera sección se cuenta con la tira reactiva donde sucederá la reacción química y así se obtendrá un valor de corriente equivalente a la glucosa en sangre.

La segunda sección es la parte del transductor y procesamiento de las señales; el transductor se encargará de convertir el valor de corriente a uno de voltaje para posteriormente realizar un procesamiento estos valores de voltaje y así determinar el nivel de glucosa en sangre.

La última sección será la encargada del almacenamiento y despliegue de datos, donde se necesitará una memoria con el almacenamiento suficiente para la cantidad de información que se necesite guardar y una pantalla para que le enseñe al usuario de manera clara y sencilla el valor obtenido de glucosa.

#### Reconocimiento Biológico

En esta sección se hablará de cómo se pasó de una muestra de sangre a poder identificar las partículas de glucosa que se convertirán a un flujo de corriente.

#### Tiras Reactivas

Como se mencionó anteriormente, para realizar la medición de la glucosa en sangre, con un glucómetro invasivo, es necesario un biosensor electroquímico que en este caso es la tira reactiva. Actualmente, la mayoría de los glucómetros en el mercado utilizan el método amperimétrico el cual funciona como se observa en la Figura 7.



Figura 7: ¿Cómo funciona el método amperimétrico?

Es importante destacar que las enzimas utilizadas en cada marca de tira reactiva no son esencialmente las mismas, en algunos casos se les agregan otros componentes para mejorar la exactitud de la medición. Las enzimas más utilizadas son:

- GDH-PQQ (Deshidrogenasa de glucosa con pirroloquinolina quinona)[11]: No la afecta la cantidad de oxígeno en la muestra, pero tiene una baja estabilidad térmica.
- GDH-NAD (Deshidrogenasa de glucosa con nicotinamida adenina dinucleótido)[11]: La reacción genera NADH, pero la adición de este cofactor de NAD puede llevar a ciertas complicaciones en el análisis.
- GOD (Glucosa oxidasa)[11]: Tiene un gran antecedente de investigación, es de bajo costo, una alta selectividad y estabilidad.

Para poder medir este flujo de electrones es común que la tira reactiva tenga 3 electrodos; el *Working Electrode*, *Reference Electrode* y *Counter Electrode*.

- *Reference Electrode* (RE): Proporciona un voltaje constante y estable para poder medir de manera precisa la corriente en el Working Electrode.
- *Working Electrode* (WE): Aquí ocurre la reacción química, por lo tanto, el flujo de corriente (electrones) sucede en este electrodo.
- *Counter Electrode* (CE): Equilibra el flujo de electrones generado por el Working Electrode.

En este caso, se utilizaron tiras reactivas de la marca INSMART que utilizan la enzima de GOD para la reacción química. Los electrodos correspondientes a las tiras reactivas INSMART son los que se ven en la Figura 8.



Figura 8: Tira Reactiva con el nombre de sus respectivos electrodos.

De igual manera, se necesita un conector específico para la tira reactiva. Este conector se obtuvo de un glucómetro INSMART que utiliza estas mismas tiras reactivas y se le soldaron 3 cables para poder realizar las conexiones pertinentes a cada electrodo.

## Potenciostato

Un potenciostato sirve para controlar el voltaje entre dos electrodos de una celda electroquímica, para posteriormente medir la corriente resultante, este concepto fue introducido por Archie Hickling en 1942 [15].

En electroquímica, existen principalmente dos tipos de mediciones. La primera es la medición dinámica, en la que se analiza la respuesta de la corriente ante una diferencia de potencial aplicada[16]. Este método, conocido como voltamperometría, será el enfoque principal de este trabajo. La segunda es la potenciometría, que consiste en medir la diferencia de potencial entre dos electrodos bajo condiciones de corriente despreciable permitiendo la determinación de la concentración de un analito sin alterar significativamente el sistema[16].

En voltamperometría, se aplica una diferencia de potencial entre los electrodos para inducir una reacción de reducción u oxidación lo que genera un flujo de corriente que posteriormente se mide[16]. Para determinar esta diferencia de potencial necesaria para que ocurra la reacción de oxidación, se emplea la ecuación de Nernst (ecuación 1)[16]. En este caso, el *Working Electrode* (WE) opera a un voltaje de 1 V y el Reference Electrode (RE) a 0.6 V, lo que resulta en una diferencia de potencial de 0.4 V. Estos valores se seleccionaron a partir de la observación de los voltajes utilizados por las tiras reactivas INSMART en el glucómetro de la misma marca. Teóricamente, sería posible determinar esta diferencia de potencial mediante la ecuación de Nernst si se contara con todos los parámetros necesarios.

$$E = E^0 - \frac{RT}{nF} \ln(Q) \quad (1)$$

Donde:

- E es el potencial de equilibrio [V]
- $E^0$  es el potencial en condiciones estándar
- R es la constante de los gases
- T es la temperatura absoluta [K]
- n es la cantidad de moles de electrones que participan en la reacción
- F es la constante de Faraday
- Q es el cociente de la reacción

Para garantizar la estabilidad del *Reference Electrode*, es crucial evitar el flujo de corriente a través de él. Por esta razón, la corriente fluye principalmente por el *Working Electrode* (WE), mientras que, en un tercer electrodo, denominado *Counter Electrode* (CE), proporciona una vía alternativa para la corriente[16]. De esta manera, la corriente en el CE y el WE es de igual magnitud, pero con direcciones opuestas, asegurando un control preciso de la diferencia de potencial[16].

El amplificador operacional U1, el potenciostato, (Figura 9) que controlará el voltaje de RE es un circuito de retroalimentación negativa, esto quiere decir que se tomará una parte de la señal de salida de vuelta a la entrada. Esto en los electrodos de la tira reactiva es para que el amplificador operacional ajuste el voltaje en el CE, mientras que el voltaje de RE es el mismo al de la entrada no inversora del amplificador.

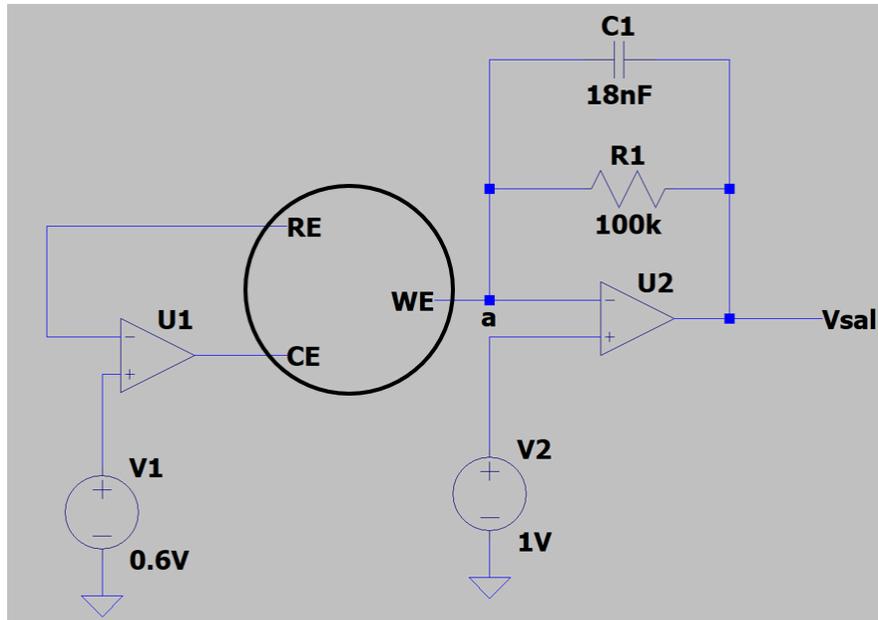


Figura 9: Conexiones de los electrodos de la tira reactiva

## Transductor y Sistema de Procesamiento

Una vez obtenida una señal eléctrica que representa los valores de glucosa en sangre, es necesario transformarla en un formato que el sistema de procesamiento pueda interpretar. Para ello, se debe seleccionar un microcontrolador adecuado, así como incorporar un convertor de corriente a voltaje que permita al microcontrolador recibir una señal de voltaje. Adicionalmente, se requerirán Convertidores de Digital a Analógico (DAC) y Convertidores de Analógico a Digital (ADC) para garantizar una correcta alimentación y procesamiento de la señal.

### Microcontrolador

Un microcontrolador está diseñado para ejecutar tareas específicas dentro de un sistema integrado sin requerir un sistema operativo complejo. Los microcontroladores integran periféricos de procesamiento, memoria, temporizadores, contadores, convertidores analógicos a digital o de digital a analógico en una sola unidad independiente. [17]

Actualmente, existe una amplia gama de microcontroladores, algunos de los más comunes son: microcontroladores basados en ARM, los cuales se emplean en dispositivos móviles, sistemas automotrices y sistemas de control industrial; microcontroladores PIC, que se utilizan en robótica, automatización doméstica e industrial; microcontroladores basados en FPGA, empleados en procesamiento de señales digitales, procesamiento de video y redes de alta velocidad. [17] Después de analizar distintas opciones, se decidió emplear un microcontrolador PIC debido a la experiencia previa con este tipo de microcontroladores, su versatilidad y la facilidad que ofrece para el desarrollo del glucómetro.

Tabla 5: Familia de microcontroladores PIC16(L)F178X [18]

Device	Data Sheet Index	Program Memory Flash (words)	Data EEPROM (bytes)	Data SRAM (bytes)	I/O's <sup>(2)</sup>	12-bit ADC (ch)	Comparators	Operational Amplifiers	DAC (8/5-bit)	Timers (8/16-bit)	Programmable Switch Mode Controllers (PSMC)	CCP	EUSART	MSSP (I <sup>2</sup> C/SPI)	Debug <sup>(1)</sup>	XLP
PIC16(L)F1782	(1)	2048	256	256	25	11	3	2	1/0	2/1	2	2	1	1	I	Y
PIC16(L)F1783	(1)	4096	256	512	25	11	3	2	1/0	2/1	2	2	1	1	I	Y
PIC16(L)F1784	(2)	4096	256	512	36	15	4	3	1/0	2/1	3	3	1	1	I	Y
PIC16(L)F1786	(2)	8192	256	1024	25	11	4	2	1/0	2/1	3	3	1	1	I	Y
PIC16(L)F1787	(2)	8192	256	1024	36	15	4	3	1/0	2/1	3	3	1	1	I	Y
PIC16(L)F1788	(3)	16384	256	2048	25	11	4	2	1/3	2/1	4	3	1	1	I	Y
PIC16(L)F1789	(3)	16384	256	2048	36	15	4	3	1/3	2/1	4	3	1	1	I	Y

Después de seleccionar un tipo de microcontrolador se comenzó a probar con diferentes PIC que pudieran satisfacer las necesidades ya mencionadas en las características de diseño. Tomando como referencia la guía de microchip para el diseño de un glucómetro [19], se tomó en cuenta la familia de PIC16LF178X. La cual, ayudó a minimizar la búsqueda a uno de los microcontroladores que se observan en la Tabla 5.

Tomando todo esto en cuenta se seleccionó el microcontrolador PIC16F1788 por las siguientes características:

- Cuenta con dos amplificadores operacionales para el potenciómetro y el convertidor de corriente a voltaje
- Tiene 2048 bytes de RAM para poder utilizar la pantalla OLED y así desplegar toda la información necesaria.
- Tiene 4 DACs uno de 8 bits y los otros de 5 bits para poder alimentar las entradas no inversoras de los amplificadores. El convertidor de corriente a voltaje se alimentará con 1 V y el potenciómetro con 0.6 V.
- Se pueden utilizar 11 entradas como ADC, pero en este caso lo que más interesa es que tenga la resolución necesaria para detectar las pequeñas variaciones de voltaje que tendrá nuestra señal y en este caso se consideró que 12 bits de resolución es suficiente.
- Para la comunicación de la pantalla OLED, el módulo RTC y la EEPROM se utilizará el protocolo de comunicación I2C.

Con esto en cuenta, se puede observar en la Figura 10 el diagrama de bloques de todos estos elementos ya mencionados y su relación entre ellos para que se cumplan con las funciones necesarias del glucómetro.

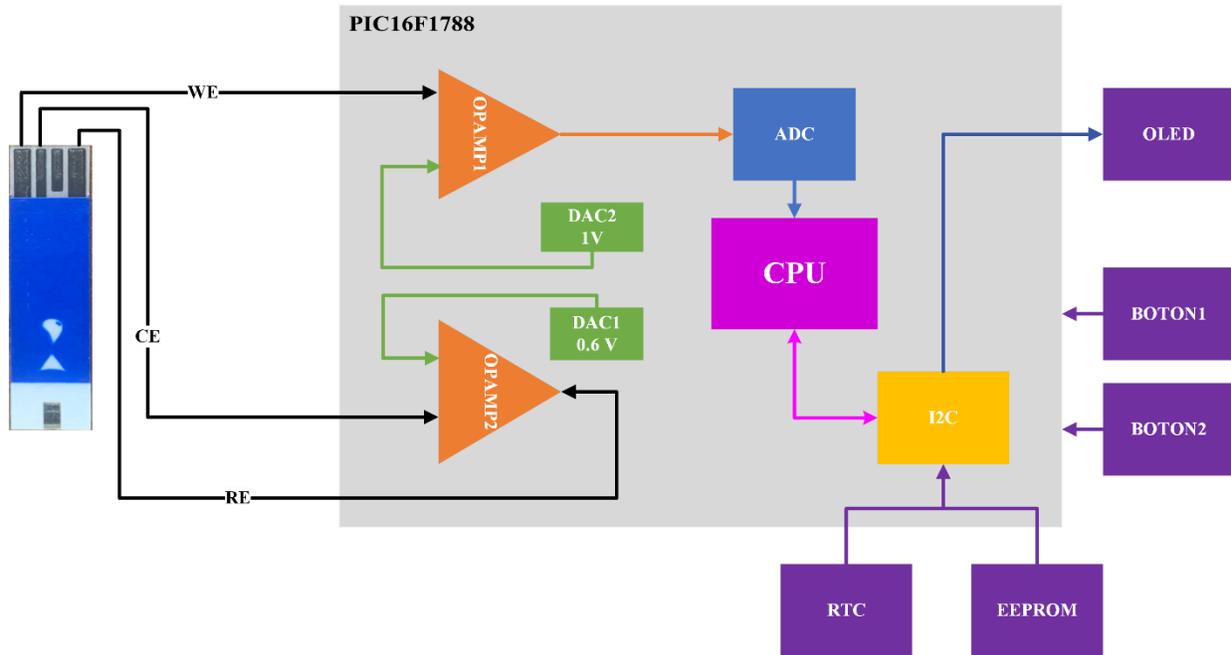


Figura 10: Diagrama de Bloques.

## Convertor de Corriente a Voltaje

Para medir en el microcontrolador la corriente del WE, se debe convertir esta corriente a valores de voltaje. La solución más sencilla para realizar esta conversión sería conectar una resistencia al *Working Electrode* pero esta solución tiene varias limitaciones. La primera sería tener una mala adaptación de las impedancias, ya que entre la fuente de corriente (WE) y el sistema de procesamiento (microcontrolador) pueden existir pérdidas de la señal o distorsión en la señal de salida. Otra limitante es que la señal de salida solo dependerá de la magnitud de las corrientes y el valor de la resistencia, esto podría provocar valores de voltaje no deseados o que no representen de manera correcta el fenómeno que se desea observar. Tomando en cuenta estas limitantes se decidió utilizar un amplificador operacional configurado como un convertor de corriente a voltaje, el cual, ofrece una baja impedancia y esto ayuda a que el voltaje de salida sea una buena representación de la corriente de entrada y que reaccione rápidamente a los cambios de corriente.

Como se tiene una señal de baja frecuencia, de 0.2 Hz aproximadamente[20], se conectará un capacitor en paralelo con la resistencia de retroalimentación para realizar un filtro pasa bajas. El valor de este capacitor se seleccionó tomando en cuenta la frecuencia de corte y el tiempo de respuesta del convertor cuando tiene un cambio en la señal de entrada. Para la frecuencia de corte se utilizó la ecuación 2 y para el tiempo de respuesta se utilizó la ecuación 3.

$$f_c = \frac{1}{2\pi RC} \quad (2)$$

A partir de la ecuación 3, se puede determinar que el voltaje de salida ( $V_o$ ) será equivalente al voltaje de entrada ( $V_i$ ) en un 99.9% cuando el tiempo sea equivalente a  $5RC$ . Tomando esto en cuenta, se necesita que este tiempo de respuesta, calculado como  $t=5RC$ , sea igual o menor al tiempo de muestreo  $t_m = 10 \text{ ms}$  para que el microcontrolador procese los valores de voltajes realmente representativos de la señal.

$$V_o = V_i \left( 1 - e^{-\frac{t}{RC}} \right) \quad (3)$$

$$V_o = V_i \left( 1 - e^{-\frac{5RC}{RC}} \right) = V_i (1 - e^{-5})$$

$$V_o = V_i (0.999)$$

Tabla 6: Frecuencia de corte y Constante de tiempo calculada con diferentes valores de capacitancia

Capacitor [nF]	Resistencia [kΩ]	Frecuencia de corte [Hz]	Tiempo de respuesta [ms]
47	100	33.86	23.5
33	100	48.23	16.5
22	100	72.34	11
18	100	88.42	9
15	100	106.1	7.5
12	100	132.63	6
10	100	159.15	5

Como se observa en la Tabla 6 al disminuir el valor del capacitor con la resistencia constante, la frecuencia de corte aumenta, mientras que la constante de tiempo disminuye. Considerando que se desea tener una frecuencia de corte pequeña y un tiempo de respuesta menor o igual a los 10 ms, se escogió trabajar con un capacitor de 18 nF. Para comprobar estos valores calculados, se realizó la simulación en LTspice del filtro con los valores seleccionados y se simuló la respuesta en frecuencia y del tiempo de respuesta como se observa en la Figura 11.

Para que el convertidor pueda transformar los valores pequeños de corriente que se tenga en la entrada, será necesario contar con una resistencia lo suficientemente grande para que detecte este rango de valores. Durante la etapa de pruebas se realizaron varias pruebas con diferentes valores de resistencias y se observó que con la resistencia de 100 [kΩ] se obtenía una señal adecuada.

A partir de este análisis, se puede derivar la ecuación para el voltaje de salida del convertidor de corriente a voltaje. Como se muestra en la figura 11, la entrada no inversora tiene un voltaje de 1 [V], lo que implica que el voltaje en la entrada inversora también será de 1 [V], debido a que la diferencia de potencial entre ambas entradas del amplificador operacional tiende a cero en estado ideal.

Además, se considera únicamente la corriente ( $I_g$ ) a través de la resistencia ( $R_1$ ), ya que la corriente a través del capacitor es prácticamente nula debido a que el sistema opera con una señal de muy baja frecuencia. Con este razonamiento, la ecuación final para calcular el voltaje de salida se presenta en la ecuación 4. A partir de esta ecuación 4, también se puede calcular el rango de corrientes con las que trabajará el convertidor. Estas corrientes serán de  $-40 [\mu A]$  a  $10 [\mu A]$  considerando un voltaje de máximo de salida de 5 [V], porque es el voltaje con el que está alimentado el convertidor, y un voltaje mínimo de 0 [V].

$$I_g = \frac{V_a - V_{sal}}{R_1} \Rightarrow V_{sal} = V_a - I_g(R_1)$$

$$V_{sal} = 1 - I_g(100k) \quad (4)$$

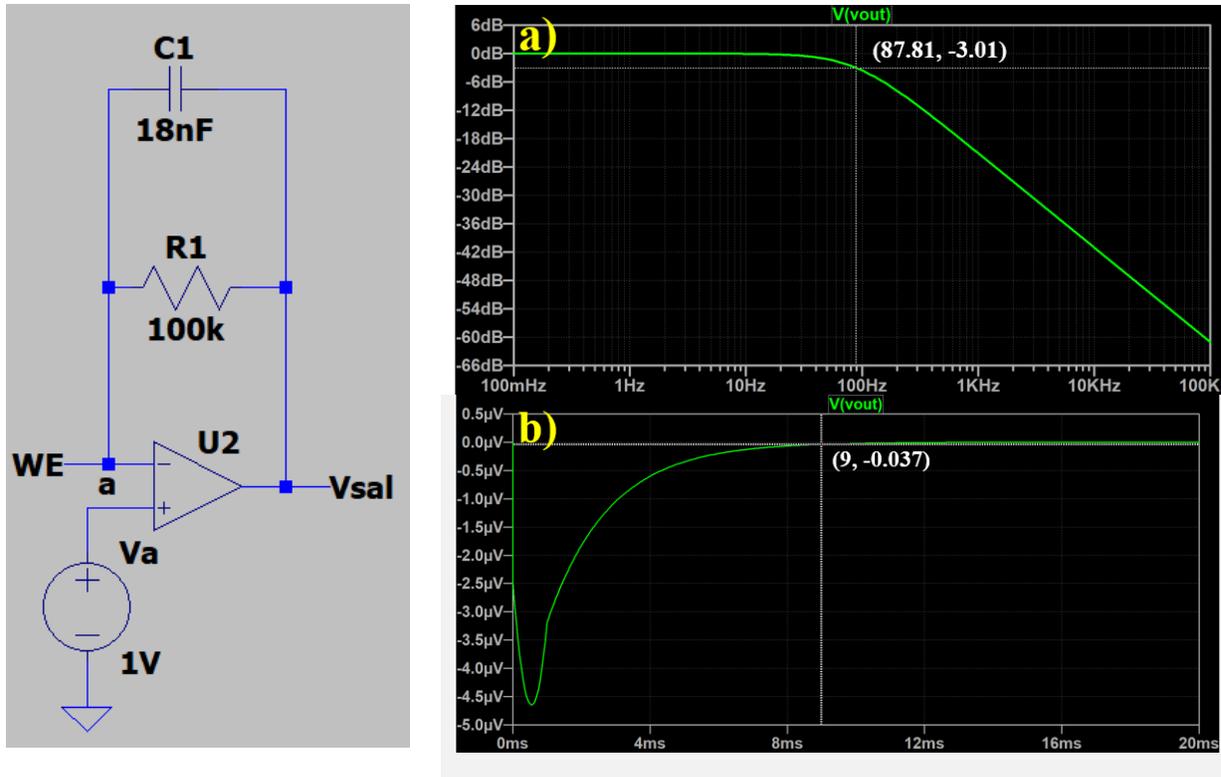


Figura 1: Diagrama de conexiones del convertidor de corriente a voltaje, simulación de frecuencia de corte (a) y simulación del tiempo de respuesta (b)

## Conversión Digital a Analógica (DAC)

El convertidor digital a analógico (DAC) es un dispositivo que convierte un valor digital en un equivalente analógico. En este proyecto, se empleó el DAC para proporcionar voltajes precisos a los amplificadores operacionales. En particular, el potencióstato fue alimentado con 0.6 V, mientras que el convertidor de corriente a voltaje recibió 1 V.

Existen diferentes métodos para llevar a cabo esta conversión, siendo uno de los más utilizados el uso de una red de resistencias conocida como "red en escalera". Este enfoque trabaja con entradas binarias ( $D_n$ ) donde cada bit puede representar 0 o  $V_{ref}$  y produce un voltaje de salida proporcional al valor binario de entrada [21]. La ecuación que describe este proceso se presenta en la ecuación 5, donde  $D_n$  son las entradas binarias y  $V_{ref}$  es el voltaje de referencia que alimenta el sistema. El diagrama de conexiones correspondiente se muestra en la Figura 12.

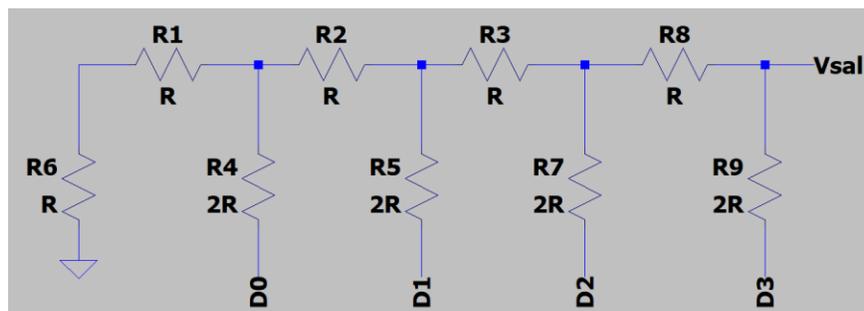


Figura 12: Diagrama de conexiones de la red en escalera

$$V_{sal} = \frac{D_0(2^0) + D_1(2^1) + D_2(2^2) + D_3(2^4)}{2^4} V_{ref} \quad (5)$$

A pesar de que esta es una opción analógica para implementar el DAC, el microcontrolador cuenta con un DAC integrado, el cual puede alimentar directamente los amplificadores operacionales incorporados en el mismo dispositivo. Esto permite reducir la cantidad de conexiones necesarias, optimizando el diseño y mejorando la estabilidad del sistema.

En el microcontrolador seleccionado, el convertidor digital a analógico (DAC) utiliza una configuración basada en un multiplexor para su implementación. Esta configuración incorpora una divisora de voltaje formada por resistencias en serie, cuyo tamaño corresponde a "n" bits. Dependiendo del caso, esta divisora puede generar 256 divisiones (para un DAC de 8 bits) o 32 divisiones (para un DAC de 5 bits), como se ilustra en la Figura 13.

La divisora de voltaje puede alimentarse desde diversas fuentes, como un voltaje externo de referencia, el voltaje de alimentación del microcontrolador o un voltaje fijo generado por una referencia interna. Adicionalmente, el extremo negativo de la divisora puede conectarse a tierra o a un voltaje negativo externo de referencia, dependiendo de la configuración deseada.

El multiplexor toma como entradas las salidas de la divisora de voltaje, las cuales representan diferentes niveles de tensión analógica, junto con señales de selección digitales. Estas señales de selección permiten asignar un valor binario que determina el nivel de voltaje analógico específico a ser seleccionado. El funcionamiento del DAC se programa siguiendo la ecuación 6, donde "n" representa la resolución del DAC en bits, lo que asegura un control preciso de los niveles de salida.

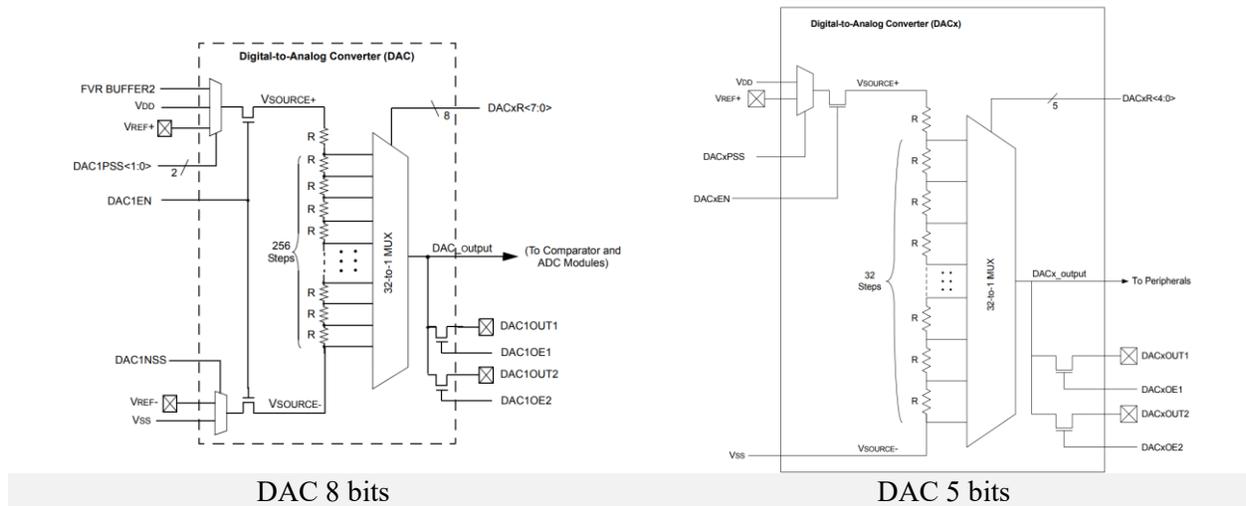


Figura 13: DAC en el PIC16F1788 [18]

$$V_{sal} = (V_{source+} - V_{source-}) \left( \frac{DACxR[n:0]}{2^n} \right) + V_{source-} \quad (6)$$

A partir de la ecuación 6, se realizaron los cálculos necesarios para alimentar los amplificadores operacionales. Para generar un voltaje de 0.6V, se empleó el DAC de 5 bits, ya que presentó la mejor aproximación al valor deseado en los cálculos. Por otro lado, para obtener 1V, se utilizó el DAC de 8 bits debido a su mayor precisión en este rango.



Al tener un convertidor de 12 bits se enumerará del 0 al 11, donde el bit menos significativo es el cero y el más significativo el 11. En la primera comparación el bit más significativo estará encendido, mientras que los demás están apagados. Con esto nos encontraremos en la mitad del posible rango de conversión de los 4095 niveles posibles que pueden representar al voltaje de entrada. Si el voltaje de entrada es menor al bit 11, entonces el bit 11 se apaga y se pasa a la siguiente comparación, pero si pasa lo opuesto y el voltaje de entrada es mayor el bit 11 permanece encendido y se pasa a la siguiente comparación. En la siguiente comparación se enciende el bit 10 y se vuelve a realizar el mismo procedimiento, así hasta terminar de comparar los 12 bits y encontrar la palabra de 12 bits que mejor represente al voltaje de entrada.

Para que el convertidor tenga tiempo de realizar estas comparaciones, está conectado a un circuito *Sample and Hold* el cual se encarga de capturar el voltaje de la señal y mantenerlo constante durante un tiempo para el conversor. En la Figura 14 se observa que el convertidor cuenta con múltiples entradas multiplexadas, esto significa que puede recibir la señal de interés desde diferentes pines e incluso utilizar la salida del DAC como entrada.

Ya que el ADC es de 12 bits se configuró para trabajar con un rango de voltajes de 0 a 4.096 V, en vez de 0 a 5 V, lo que permite obtener una resolución de 1 mV por nivel. Dado que la señal de interés no supera los 4 V, esta configuración es adecuada y no representa ningún inconveniente.

Para lograr esto se utilizó el *Fixed Voltage Reference (FVR)*, el cual es un voltaje estable que nos puede dar el micro como referencia aparte del voltaje de alimentación (VDD). Este voltaje *FVR* puede ser de 1.024 V, 2.048 V o 4.096 V y puede configurarse para ser un canal de entrada del ADC, una referencia positiva para el ADC, referencia para un comparador analógico o para el DAC como un voltaje de referencia positivo. La salida del FVR se obtiene a través de dos amplificadores independientes que pueden ser programados para obtener una ganancia 1x, 2x o 4x, para así obtener los 3 niveles de voltajes ya mencionados. La razón de tener dos amplificadores (Figura 15) para el FVR es que el primero solo podrá configurar el ADC y el segundo podrá ir a los comparadores o al DAC.

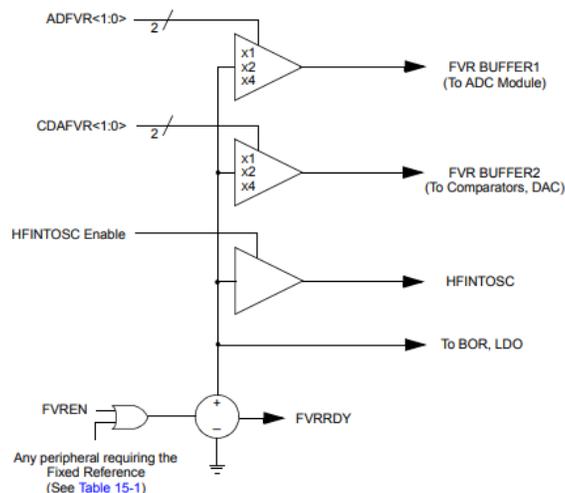


Figura 15: Diagrama de Bloques del FVR [18]

Con esta configuración del ADC se podrá conectar la salida del convertidor de corriente a voltaje a uno de los pines correspondientes del microcontrolador que pueda utilizarse como ADC, en este caso fue el pin 2, para convertir el voltaje a una señal binaria de 12 bits y así realizar un procesamiento interno que nos dará un valor de glucosa en sangre a partir de la información recabada de esa señal.

## Almacenamiento y Despliegue de Datos

Para representar los resultados de forma visual, se emplearon diversas herramientas: un módulo RTC para registrar la fecha y hora, una EEPROM para almacenar toda la información, y una pantalla OLED para visualizar los datos. En esta sección se explicará más a fondo cada uno de estos y como se implementaron en el glucómetro.

### EEPROM

Como se ha mencionado, el principal propósito de un glucómetro es poder mantener un control de las glucosas en sangre de un paciente, para lograr esto es de vital importancia poder tener un registro de estas glucosas para que no solo el usuario pueda consultarlas; también los médicos, enfermeros o los mismos familiares del paciente. Para lograr esto es necesario emplear un dispositivo de almacenamiento, comúnmente conocido como una memoria, para poder mantener este registro, adicionalmente es importante que la capacidad de almacenamiento sea lo suficiente para guardar la cantidad necesaria de datos.

Las memorias son dispositivos diseñados para almacenar y recuperar información de manera eficiente, esta información estará almacenada de manera binaria y para poder acceder a ella de manera parcial a través de “palabras” que serán de una longitud de “n” bits.[23] Estos sistemas pueden ser de naturaleza combinatorial o secuencial y según el tipo de memoria, es posible realizar operaciones como escribir, leer o incluso borrar la información almacenada. Una de las clasificaciones que pueden tener las memorias depende de su volatilidad:

- Memoria volátil: Pierde todos los datos almacenados cuando se interrumpe el suministro de energía.
- Memoria no volátil: Conserva los datos incluso sin energía, siendo ideal para almacenamiento permanente.

Esta clasificación es clave para determinar el uso adecuado de cada tipo de memoria en diferentes aplicaciones tecnológicas. En este caso se utilizó una memoria EEPROM (*Electrically Erasable Programmable Read-Only Memory*) la cual es una memoria no volátil, en la cual se puede borrar, escribir y leer datos en unidades de bytes y como dice su nombre, tanto la escritura como el borrado se hacen eléctricamente.

La información que se desea almacenar en la memoria no solo será el valor de glucosa en sangre, junto con este valor también es importante tener la información de la fecha y hora en la que se tomó esta medición. Esto es por si existen valores altos o bajos de glucosa, conocer en qué momento del día y la fecha en la cual ocurrió y así el usuario conozca si tuvo alguna acción específica que ocasionara estos valores de glucosa.

Considerando los tres valores que se almacenarán: concentración de glucosa, fecha y hora, es fundamental analizar el espacio que cada uno de estos datos ocupará en la memoria para determinar la capacidad mínima necesaria para almacenar al menos 30 días de mediciones, tomando en cuenta tres mediciones diarias [24]. Esto implica un total mínimo de 90 mediciones, lo que permitirá al médico evaluar cómo ha variado la glucosa a lo largo del tiempo, identificar patrones de control y tomar decisiones clínicas más informadas y precisas.

El rango de valores de glucosa considerado varía de 20 a 600 mg/dL, basado en las especificaciones proporcionadas por el glucómetro INSMART. Para optimizar el uso de la memoria en el sistema, se decidió no almacenar directamente los valores de concentración de glucosa. En su lugar, se almacena el promedio de voltajes asociado a cada medición, ya que este es el dato principal utilizado para calcular la glucosa.

Dado que los promedios de los voltajes son valores flotantes que ocupan 4 bytes según el estándar IEEE 754, se implementó una estrategia de conversión para reducir el espacio de almacenamiento. El voltaje se escala multiplicándolo por 100, convirtiéndolo en un número entero de 8 bits, lo que permite conservar dos decimales sin perder precisión significativa. Este valor escalado es el que se almacena en la EEPROM.

Cuando se requiere recuperar la información, el valor almacenado se divide entre 100 para reconstruir el voltaje original. Posteriormente, el voltaje restaurado se utiliza para recalcular la concentración de glucosa mediante el modelo matemático previamente determinado. Esta estrategia no solo optimiza el uso de la memoria, sino que también mantiene la precisión necesaria para el sistema.

Para almacenar la fecha, se requiere guardar tres valores: día, mes y año. Sin embargo, en el caso del año, no es necesario almacenar los cuatro dígitos completos; basta con conservar los últimos dos dígitos. Por lo tanto, cada uno de estos valores (día, mes y año) se representará con un número de dos dígitos, que puede almacenarse en una palabra de 8 bits. Para el horario, es necesario registrar la hora y los minutos, que también son valores de dos dígitos. Al igual que la fecha, cada uno de estos valores ocupará una palabra de 8 bits.

En resumen, se necesitan 5 palabras de 8 bits para guardar la fecha y el horario de cada medición. Si se considera también el valor de la glucosa o el voltaje asociado, que ocupa una palabra adicional de 8 bits debido al método de optimización empleado, el total por medición es de 6 palabras de 8 bits. Por lo tanto, para almacenar 100 mediciones, se necesitará un mínimo de 600 palabras de 8 bits (o 600 bytes) de memoria, garantizando que cada medición incluya fecha, hora y el valor asociado.

La memoria EEPROM seleccionada para este proyecto es la AT24C32, la cual proporciona una capacidad de 32,768 bits, organizados en 4096 palabras de 8 bits [25], Esta capacidad permite almacenar hasta 682 mediciones, cumpliendo con los requisitos del sistema.

Aunque el microcontrolador utilizado dispone de una memoria EEPROM y una memoria Flash interna con capacidad suficiente para almacenar los datos requeridos, se optó por utilizar una memoria externa. Esta decisión se tomó debido a que el módulo seleccionado integra tanto una memoria EEPROM como un Real Time Clock (RTC), lo que permite aprovechar ambos componentes en una única solución, optimizando así el diseño y la gestión del almacenamiento de datos.

La elección de esta memoria externa se justifica también por su compatibilidad con el microcontrolador, ya que ambos dispositivos operan con una alimentación de 5 V y emplean el protocolo de comunicación I<sup>2</sup>C, garantizando una integración eficiente y confiable. Las características específicas del módulo RTC se detallarán en la sección siguiente.

Para programar la memoria, se utilizó una biblioteca que fue incluida en el programa principal. Esto simplifica su uso, ya que solo es necesario inicializar la memoria. Para escribir en ella, basta con especificar la dirección de la palabra donde se desea almacenar la información y el dato a escribir. De manera similar, para leer datos de la memoria, solo se requiere indicar la dirección de la palabra a la que se desea acceder.

## Módulo RTC

Como se mencionó anteriormente, es fundamental que el glucómetro mantenga un registro preciso de la hora y la fecha. Dado que este dispositivo es portátil, este registro debe mantenerse incluso cuando el microcontrolador esté apagado o en modo de suspensión. Por esta razón, se seleccionó un *Real Time Clock* (RTC), un componente diseñado específicamente para garantizar un registro continuo y confiable de la hora y la fecha, independientemente del estado operativo del microcontrolador.



Dado que ya se cuenta con toda la información necesaria proveniente del glucómetro, el siguiente paso es presentarla de forma intuitiva y fácil de interpretar para el usuario. La información que se desea desplegar en este caso incluye el valor de glucosa obtenido durante una medición, junto con un recurso visual para saber si tiene niveles altos, bajos o normales de glucosa; la hora y fecha actuales, así como la hora y fecha asociadas a mediciones previas almacenadas en la memoria del dispositivo.

Teniendo en cuenta la cantidad de información a desplegar y la capacidad de memoria SRAM del microcontrolador, se seleccionó una pantalla OLED de 128x64 píxeles. La *Static Random Access Memory* (SRAM) es un tipo de memoria volátil que retiene los datos mientras está alimentada y, a diferencia de otras memorias, no requiere refresco constante, lo que la hace más rápida para el acceso y procesamiento de datos. [29]

El microcontrolador PIC16LF1788 cuenta con 2048 bytes de SRAM [18], equivalentes a 16,384 bits. Dado que una pantalla OLED de 128x64 píxeles en modo monocromático requiere únicamente 8192 bits (1 KB) para su operación, esta representa solo la mitad de la memoria SRAM disponible. Esto garantiza un funcionamiento fluido del sistema, dejando espacio suficiente en la memoria para otras operaciones necesarias del microcontrolador.

La pantalla OLED resulta altamente compatible con las especificaciones del microcontrolador utilizado, ya que admite comunicación I<sup>2</sup>C y opera dentro de un rango de voltaje de 3.3 V a 5 V, lo que facilita su integración al sistema. Para su programación, se empleó una librería que fue incluida en el programa principal, simplificando considerablemente su uso. Una vez configurada, únicamente es necesario encender la OLED y especificar los parámetros básicos, como la posición, el texto y el tamaño de los elementos a desplegar, garantizando una implementación eficiente y funcional.



Figura 17: Interfaz final del glucómetro

## IV. Implementación

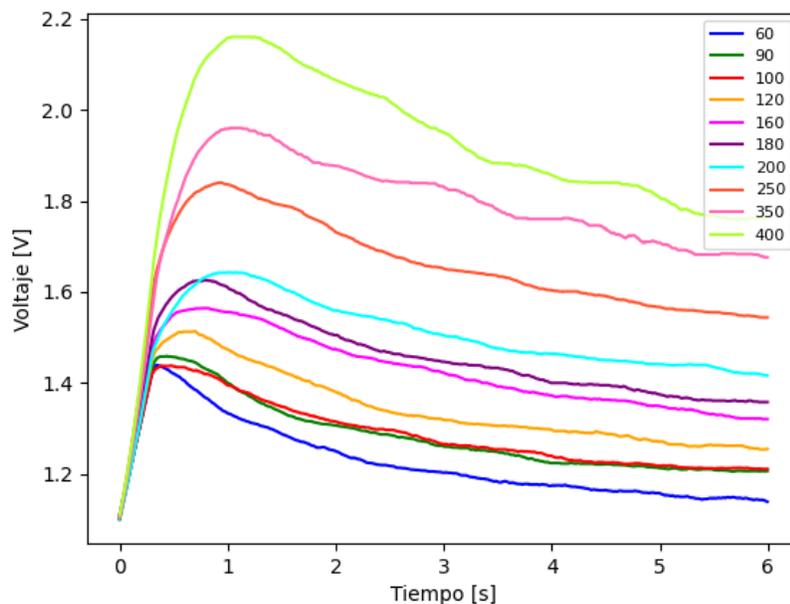
Con la parte de hardware implementada, el siguiente paso es interpretar los resultados obtenidos para derivar la ecuación que permita calcular los niveles de glucosa en sangre a partir del comportamiento de la señal de salida del convertidor de corriente a voltaje en función del tiempo.

Este proceso comenzó con una caracterización del sistema, donde se analizó el comportamiento de la señal utilizando distintas soluciones de glucosa y evaluando su repetibilidad. Posteriormente, estas señales se utilizaron para desarrollar un modelo matemático mediante una regresión lineal, que describe el comportamiento del sistema de manera precisa. Finalmente, se llevó a cabo una calibración del dispositivo, ajustando los parámetros del modelo para garantizar que los resultados cumplieran con los estándares de precisión establecidos por la norma ISO 15197:2015, asegurando mediciones confiables y dentro del margen de error permitido.

Una vez que se obtenga el modelo matemático se entrará a la etapa final de la implementación donde se realizará el programa final del glucómetro para que cumpla con las funciones ya mencionadas, y realizar la comparativa con glucómetros en el mercado.

### Caracterización

Para poder obtener un modelo matemático que represente el valor de glucosa con respecto a la respuesta en voltaje de la salida del convertidor de corriente a voltaje se deben utilizar diferentes valores de glucosa y observar el comportamiento de la señal, a este proceso se le denomina caracterización electroquímica.



Gráfica 1: Señales de diferentes concentraciones de glucosa [mg/dL]

Existen varios métodos de caracterización electroquímica, entre ellos la potenciometría, la cual mide la diferencia de potencial entre dos electrodos en una celda electroquímica [16]; la coulombimetría que mide la cantidad de carga eléctrica transferida en una reacción y la voltamperometría que mide la corriente en función del potencial aplicado [30].

En este caso la técnica de caracterización electroquímica que se utiliza es la voltamperometría. A través de este método, la información del analito (en este caso el valor de concentración de glucosa) se obtiene de la medición de la intensidad de corriente generada en función del potencial aplicado, bajo condiciones que inducen la polarización de un *Working Electrode* [30]. Pero como se mencionó en la sección del Conversor de Corriente a Voltaje es necesario que esta corriente se convierta a un voltaje para que el microcontrolador pueda realizar el procesamiento de la señal, con esto se tendrán diferentes señales de Voltaje vs. Tiempo que representen diferentes valores de glucosa en una solución.

Los valores de glucosa se obtendrán a partir de soluciones preparadas con diferentes concentraciones, diseñadas específicamente para este propósito. En la siguiente sección se detallará el procedimiento utilizado para elaborar estas soluciones, así como sus características particulares. Posteriormente, se llevarán a cabo pruebas electroquímicas con dichas soluciones para registrar señales de voltaje (Gráfica 1). Estas señales se analizarán mediante una integral discreta en distintos intervalos de tiempo, con el objetivo de desarrollar un modelo matemático que describa y explique el comportamiento observado.

## Soluciones de Glucosa

Para llevar a cabo la caracterización, es fundamental contar con diferentes concentraciones de glucosa que permitan observar y analizar cómo varía la señal en respuesta a estos cambios. Para lograrlo, se estudiaron los conceptos clave de sustancia, concentración y dilución, además de comprender el procedimiento necesario para preparar correctamente las soluciones de prueba. Con este enfoque se garantizará que las soluciones sean precisas y reproducibles, permitiendo obtener datos confiables para el análisis y modelado del sistema.

Una solución es una mezcla homogénea, ya sea a nivel molecular o iónico, de dos o más sustancias que no reaccionan químicamente entre sí y cuyos componentes pueden presentarse en proporciones variables[31]. En contraste, la concentración hace referencia a las proporciones que hay entre la cantidad de soluto y el volumen total de la disolución[31]. Por lo tanto, la diferencia entre ambos conceptos radica en que la solución describe la mezcla en sí misma, mientras que la concentración proporciona una descripción cuantitativa de la cantidad de soluto presente en dicha mezcla. Y una dilución es el proceso mediante el cual se reduce la concentración de una sustancia química en una solución, logrando disminuir la cantidad de soluto por cada unidad de volumen de la solución. [31].

Con estos tres conceptos en mente, es posible comprender el proceso para preparar diferentes soluciones de glucosa. Para ello, se necesitarán dos componentes principales: la primera es una solución DX-5 PiSA, que tiene una concentración de glucosa al 5%; y la segunda, una solución de agua destilada que actuará como solvente. El cálculo para preparar las soluciones de prueba se realiza utilizando la ecuación 7, donde  $C_1$  representa la concentración inicial (en este caso, la solución DX-5 PiSA),  $V_1$  es el volumen requerido de la solución inicial,  $C_2$  es la concentración final deseada, y  $V_2$  corresponde al volumen total deseado.

$$C_1V_1 = C_2V_2 \quad (7)$$

Con esto se calculó  $V_1$  para diferentes concentraciones finales ( $C_2$ ) como se observa en la Tabla 7, para obtener una mejor representación de la curva se consideró tener un mínimo de 10 soluciones con concentraciones diferentes.

Tabla 7: 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

## Obtención y Limpieza de Datos

Una vez obtenidas las soluciones de glucosa, es necesario procesar los datos generados por la salida del convertidor de corriente a voltaje. Para ello, se realizaron cuatro pruebas por cada una de las diez concentraciones diferentes de glucosa, lo que dio un total de 40 muestras. Las señales fueron capturadas con un osciloscopio (Figura 18) a una frecuencia de muestreo de 100 Hz, la cual fue previamente seleccionada para el microcontrolador.

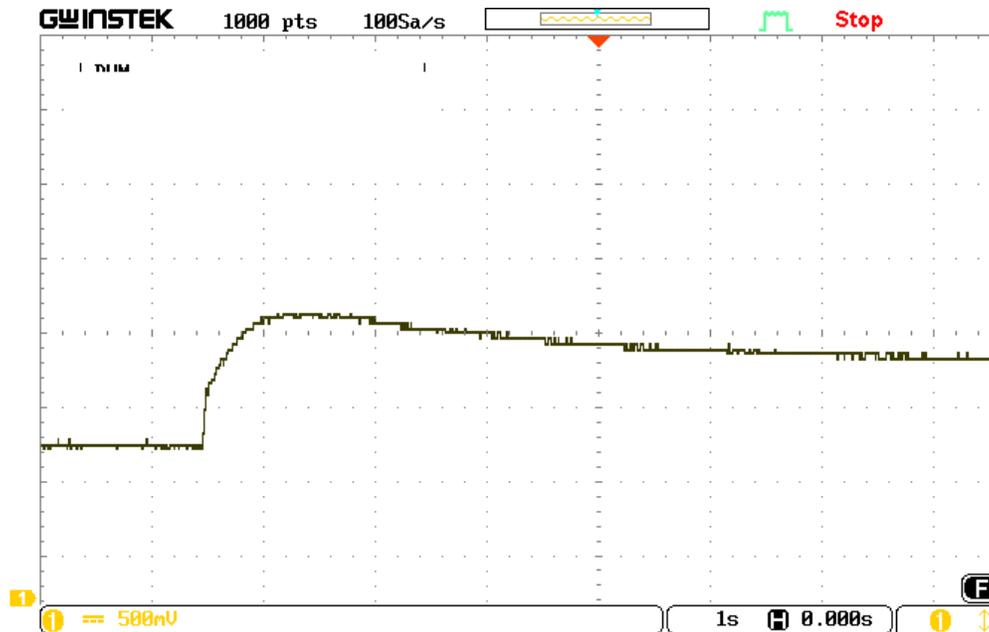


Figura 18: Salida del convertidor de corriente a voltaje en el osciloscopio

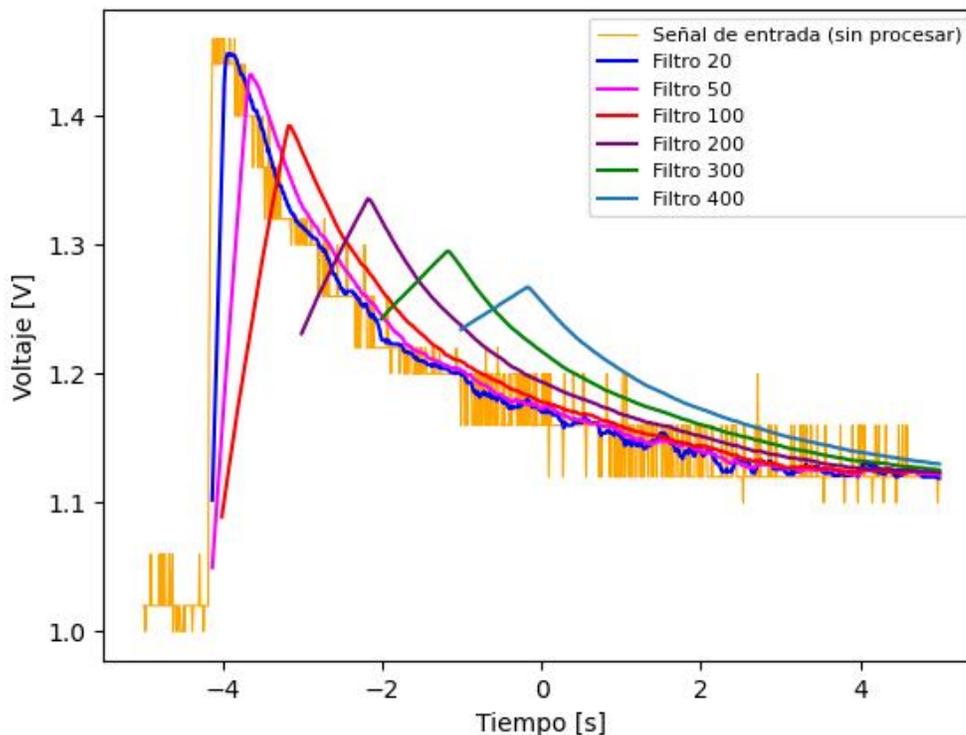
Como se muestra en la señal de entrada de la Gráfica 2, las señales sin procesar presentan un nivel considerable de ruido, para reducir este ruido y obtener datos más claros se aplicó un filtro de promedio móvil. El filtro de promedio móvil opera desplazando una ventana de tamaño fijo a través de los datos capturados [32]. En cada posición de la ventana, se calcula el promedio de los datos contenidos en ella, generando una señal más suavizada y mejorando la calidad del análisis [32].

En el código, se capturan los valores de voltaje provenientes del ADC, que obtiene la señal de la salida del convertidor de corriente a voltaje. Estos valores se envían a una función encargada de aplicar el filtro de

promedio móvil. Dentro de esta función, se utiliza un buffer, que es un espacio temporal en la memoria física para almacenar los datos mientras se procesan[33]. Este buffer almacena los valores de voltaje del ADC y tiene un tamaño N, que representa el tamaño de la ventana del filtro. El tipo de buffer utilizado es un buffer circular, caracterizado por almacenar solo los N valores más recientes de la señal. En cada paso del filtro, se ingresa un nuevo valor al buffer y el valor más antiguo se elimina. Este enfoque optimiza el cálculo, ya que evita recalcular la suma de todos los valores en cada iteración, permitiendo un procesamiento más eficiente.

Para determinar el tamaño adecuado de la ventana para filtrar la señal, se seleccionó un valor de 20. Esta elección se basó en factores como la frecuencia de muestreo, la frecuencia de la señal y el tiempo de respuesta del microcontrolador. Dado que la frecuencia de la señal es de 0.2 Hz y la frecuencia de muestreo es de 100 Hz, se estableció que la ventana no debía superar un tamaño de 500, con el fin de preservar la forma de la señal. Además, se garantizó que la ventana fuera lo suficientemente pequeña para evitar la pérdida de información relevante debido al suavizado excesivo (Gráfica 2).

Por otro lado, el microcontrolador utilizado realiza las multiplicaciones y divisiones mediante software, lo que resulta en un tiempo de procesamiento más lento en comparación con microcontroladores que ejecutan estas operaciones por hardware. Por esta razón, se buscó minimizar la cantidad de cálculos necesarios, asegurando que el procesamiento no se vea comprometido. Estas consideraciones fueron clave para determinar el tamaño óptimo de la ventana.



Gráfica 2: Filtro de Promedio Móvil

Considerando que la entrada no inversora del convertor de corriente a voltaje se encuentra inicialmente en 1 V, el circuito permanecerá en ese nivel hasta que la tira reactiva entre en contacto con una gota de solución. En este punto, el sistema está configurado para detectar cuando el voltaje de salida del ADC supere los 1.1 V. Una vez que esto ocurre, el programa inicia una medición de tiempo utilizando el *Timer 1*.

El *Timer 1* se configura para generar una interrupción cada 0.1 segundos a partir de que el voltaje supere el umbral de 1.1 V. Durante cada interrupción, se incrementa un contador que permite registrar el tiempo transcurrido desde el evento inicial. Este enfoque asegura un seguimiento preciso del tiempo y facilita la medición del comportamiento dinámico del sistema a partir del momento en que se detecta el cambio en la señal.

## Integral Discreta

Ya que se tienen las señales limpias es momento de realizar el procesamiento para encontrar el modelo matemático que correlacione el comportamiento del voltaje con las concentraciones de glucosa en cada solución. Para lograr esto se realizó una integral discreta en toda la señal y en diferentes intervalos para observar cual es el intervalo que pueda representar de mejor manera esto.

Antes de definir el concepto de integral discreta, es importante explicar que las 40 muestras obtenidas corresponden a señales discretas. Estas señales son aquellas en las que la variable independiente solo puede tomar un conjunto finito de valores. En este contexto, la señal se muestreó a una frecuencia de 100 Hz, lo que da lugar a un conjunto de 1000 puntos discretos de voltajes.

Para analizar la tendencia de estas señales, se aplicó la integral discreta, un método que permite calcular el promedio de los valores de voltaje dentro de un intervalo de tiempo específico. Esto se realizó siguiendo la ecuación 8, donde  $N$  representa el número de puntos en el intervalo y  $V_k$  los valores de voltaje correspondientes. Este enfoque permite una interpretación numérica del comportamiento químico de la tira reactiva, donde el flujo de electrones varía según la concentración de glucosa en la solución. Al sumar estos valores a lo largo del tiempo, es posible cuantificar los cambios en el flujo de electrones y correlacionarlos con la concentración de glucosa.

$$V_{promedio} = \frac{1}{N} \sum_{k=1}^N V_k \quad (8)$$

Como se mencionó en la sección anterior, se realizaron cuatro pruebas por cada concentración de glucosa. En cada prueba, se calculó la integral discreta y se obtuvo un promedio de los valores resultantes. En la Tabla 9, se presenta el promedio de los voltajes en cada intervalo seleccionado.

A partir de los resultados obtenidos, se identificó que, en la mayoría de los intervalos analizados, la tendencia de la señal es consistente. Sin embargo, se observó una excepción en el intervalo de 0 a 1 segundos, donde se encuentra el pico de voltaje. Esta inconsistencia se debe a que el pico de voltaje no siempre es uniforme (Tabla 8), incluso dentro de la misma concentración. A pesar de ello, la tendencia de la señal se estabiliza nuevamente después de 1.5 segundos desde el inicio de la subida del voltaje, lo que confirma un comportamiento predecible en los intervalos posteriores al pico.

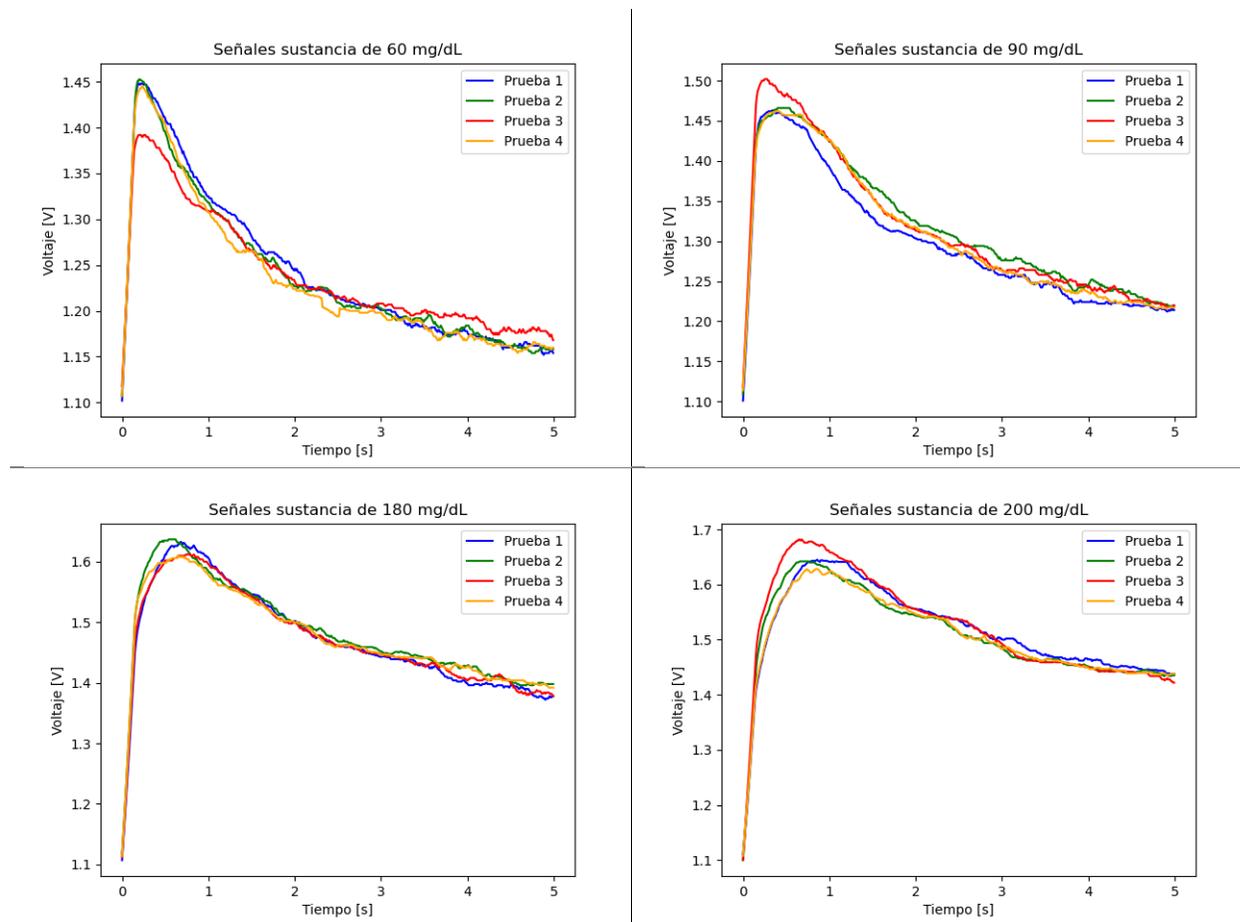


Tabla 8: Comportamiento de las señales para 4 concentraciones de glucosa

Esta observación llevó a la decisión de programar el glucómetro para que realice el cálculo de la integral discreta en el intervalo de 1.5 a 2.5 segundos, con esto se obtendrán los valores de glucosa más rápido a que si se calcula el promedio en otro intervalo.

Tabla 9: Promedio de voltajes en cada intervalo de la señal

Concentración [mg/dL]	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
<b>60</b>	1.36	1.23	1.20	1.22	1.21	1.23
<b>90</b>	1.42	1.31	1.28	1.30	1.29	1.31
<b>100</b>	1.41	1.32	1.28	1.31	1.30	1.31
<b>120</b>	1.52	1.37	1.33	1.35	1.34	1.36
<b>160</b>	1.56	1.47	1.43	1.46	1.45	1.44
<b>180</b>	1.55	1.49	1.45	1.48	1.47	1.47
<b>200</b>	1.55	1.55	1.50	1.53	1.52	1.51
<b>250</b>	1.70	1.73	1.67	1.71	1.69	1.67
<b>350</b>	1.84	1.94	1.88	1.92	1.91	1.87
<b>400</b>	1.90	2.02	1.95	2.00	1.98	1.94

## Regresión Lineal

Con el intervalo definido ya es posible obtener el modelo matemático que describa el comportamiento de la señal con los promedios de los intervalos. Para esto se utilizará la regresión lineal y la regresión polinomial, ambas son una predicción de una variable de respuesta cuantitativa a partir de una variable predictora cuantitativa, la única diferencia es que la regresión polinomial se modela como una función polinomial de orden  $n$  [34]. En este caso la variable dependiente será la concentración de glucosa y la independiente los promedios de los valores de voltaje en el primer intervalo.

Para realizar el cálculo de la regresión lineal se utilizó la ecuación 9 para el cálculo de la pendiente y la ecuación 10 para obtener la ordenada al origen, donde  $n$  es el número de datos. Con esto se obtuvo la ecuación lineal 11, donde CGL es Concentración de Glucosa Lineal y V es Voltaje.

$$y = mx + a$$

$$m = \frac{n \sum(x_i y_i) - \sum x_i \sum y_i}{n \sum x^2 - (\sum x_i)^2} \quad (9)$$

$$a = \frac{\sum y_i - m \sum x_i}{n} \quad (10)$$

$$CGL = 413.04V - 448.66 \quad (11)$$

Para la regresión polinomial de segundo orden se utilizó la matriz 12, donde  $m$  es el número de datos, se utilizó la matriz 12 para obtener un sistema de ecuaciones y obtener los coeficientes de la ecuación. Con esto se obtuvo la ecuación polinomial 13, donde CGP es Concentración de Glucosa Polinomial y V es Voltaje.

$$y = a + bx + cx^2$$

$$\begin{bmatrix} m & \sum x & \sum x^2 \\ \sum x & \sum x^2 & \sum x^3 \\ \sum x^2 & \sum x^3 & \sum x^4 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} a \\ b \\ c \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \sum y \\ \sum xy \\ \sum x^2 y \end{bmatrix} \quad (12)$$

$$CGP = 25.831V^2 + 328.41V - 381.28 \quad (13)$$

A partir de estas ecuaciones, se calcularon los valores de las concentraciones de glucosa que se muestran en la Tabla 10, comparando los resultados obtenidos con los valores reales de las soluciones de glucosa preparadas. Se calculó el porcentaje de error de cada modelo, y los resultados indicaron que la ecuación de la regresión lineal presenta el menor porcentaje de error. Por lo tanto, se seleccionó este modelo como el más adecuado para implementar en el glucómetro.

Tabla 10: Comparativa de las ecuaciones con los valores reales de las concentraciones de glucosa

Concentración Real [mg/dL]	Voltaje [V]	Concentración Ec. LineaL [mg/dL]	Error Ec. LineaL	Concentración Ec. Polinomial [mg/dL]	Error Ec. 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%

## Código

A partir del modelo matemático, se realizaron los ajustes finales en el código para garantizar un funcionamiento lógico y preciso. La programación se implementó en CCS C, y el código final se encuentra en el Anexo 1, junto con el diagrama de flujo en el Anexo 2.

En el anexo 2 podemos observar que se resalta la importancia de la detección de la tira reactiva, así como del momento exacto en que se deposita una gota de solución. Para detectar la inserción de la tira, se observó que la salida del potencióstato mantiene un voltaje estable de 0.6 V cuando la tira está presente. En contraste, al retirar la tira, la salida presenta ruido a 60 Hz debido a la interferencia de la red eléctrica (Figura 19).

Con base en este comportamiento, se programó el ADC para monitorear la salida del potencióstato. Primero, el sistema verifica la presencia de la tira mediante la detección del voltaje estable de 0.6 V. Una vez confirmada su inserción, el código permite la detección de la colocación de la gota de solución en la tira reactiva, con el monitoreo del ADC en la salida del convertor de corriente a voltaje. Esta detección sucede cuando el voltaje es mayor a 1.1 V como se mencionó en la sección de la integral discreta.

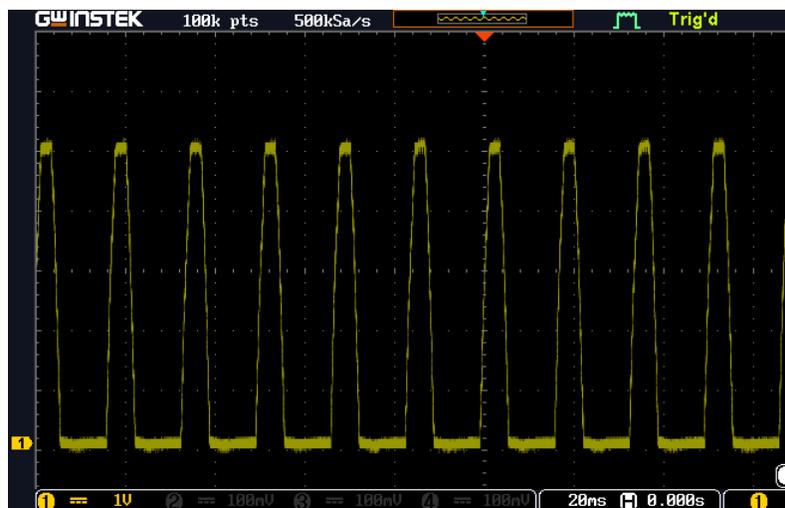


Figura 19: Salida del Potencióstato sin tira reactiva

Cuando el voltaje en la salida del conversor de corriente a voltaje aumenta, se calcula la concentración de glucosa, la cual se almacena en la EEPROM y se despliega en la pantalla OLED. Una vez completado este proceso, se activa una bandera que indica que la medición ha sido realizada, lo que a su vez activa el *Timer 0*. Este inicia una cuenta regresiva de 10 segundos tras la medición. Transcurrido este tiempo, el sistema vuelve a monitorear el voltaje en la salida del potencióstato para detectar si la tira reactiva ha sido retirada, en el caso afirmativo se prepara el sistema para realizar una nueva medición en el caso contrario sigue desplegando la lectura adquirida y espera a que se retire la tira reactiva.

Para acceder a los datos almacenados, se incorporaron dos botones que permiten la navegación en la memoria EEPROM. Al presionar el Botón 1, se accede a los registros guardados, mostrando los valores en orden del más reciente al más antiguo con cada pulsación sucesiva. Si se desea salir de la consulta de datos, al presionar el Botón 2, la pantalla OLED desplegará la fecha y hora actual, junto con la indicación de insertar una nueva tira reactiva para realizar una nueva medición. El código completo donde se puede observar todo este proceso más a detalle se encuentra en el Anexo 1.

## V. Comparativa

Con el glucómetro implementado es momento de realizar una comparativa con los glucómetros comerciales más utilizados en el mercado. Para esto se seguirán utilizando las soluciones que se realizaron anteriormente con diferentes concentraciones de glucosa, así como el glucómetro comercial que utiliza las tiras reactivas de bajo costo.

Este experimento ayudará a evaluar la precisión del instrumento con los demás en el mercado y determinar si existe una diferencia significativa en los resultados. Primero, se explicará la metodología de este experimento, así como los materiales que se utilizaron. Para finalmente presentar los resultados obtenidos y las observaciones que se realizaron durante el procedimiento.

### Metodología y Materiales

Como se explicó, se utilizarán tres diferentes glucómetros para realizar esta comparativa, estos glucómetros son el Accu-Chek Instant, Accu-Chek Guide, ambos de la empresa Roche y el glucómetro comercial que utiliza las tiras reactivas INSMART el cual es el modelo G-520 de la compañía BIOLAND, de este se cuenta con dos y para el experimento se usarán ambos para comparar si entre ellos existen diferencias a pesar de ser el mismo dispositivo.



Figura 20: (a) Glucómetro Accu-Chek Instant [35], (b) Glucómetro Accu-Chek Guide [36], (c) Glucómetro INSMART [37]

El glucómetro Accu-Chek Instant (Figura 20.a) es uno de los medidores de glucosa más vendidos. Su pantalla cuenta con una ayuda visual para identificar de manera sencilla si los niveles de glucosa están por arriba, dentro o de por debajo del rango establecido. Puede almacenar hasta 720 mediciones de glucosa, pero solo se puede observar el último resultado y los promedios de 7, 30 y 90 días[35]. Si se desea observar los demás resultados es necesario transferir los datos mediante el software del instrumento, el cual se puede descargar en un smartphone o computadora. El tiempo de la medición dura aproximadamente 4 segundos y tiene un rango de medición de 10-600 mg/dL[35].

El glucómetro Accu-Chek Guide (Figura 20.b) se posiciona como uno de los mejores medidores de glucosa en el mercado gracias a su precisión avanzada. Su empaque de tiras reactivas está cuidadosamente diseñado para facilitar su manejo y garantizar un almacenamiento adecuado, minimizando el riesgo de daño a las tiras[36]. Este dispositivo destaca por superar los estándares de exactitud establecidos en la norma ISO 15197:2015, ya que reduce significativamente la influencia de factores como temperatura, humedad, hematocritos u otros componentes sanguíneos que puedan interferir con la medición [38].

La alta precisión del Accu-Chek Guide es posible gracias al uso del chip ADuCM350, desarrollado específicamente para dispositivos portátiles. Este chip ofrece mediciones de gran exactitud en potencióstatos, corrientes, voltajes e impedancias [38]. Además, su interfaz ha sido diseñada para ser amigable con el usuario al incluir una pantalla LCD intuitiva que permite navegar fácilmente mediante los cuatro botones ubicados en su parte inferior. Durante la medición, el dispositivo permite registrar el momento del día en que se realizó y ofrece retroalimentación indicando si el valor está por encima, debajo o dentro del rango preestablecido.

El Accu-Chek Guide cuenta con una memoria que puede almacenar hasta 720 mediciones, permitiendo acceder a cada una de ellas o a sus promedios. Adicionalmente, dispone de conectividad Bluetooth y es compatible con la aplicación mySugr App, lo que facilita el seguimiento y gestión de los datos para un control más eficiente de la salud [36].

El glucómetro INSMART (Figura 20.c) es un medidor de glucosa chino de BIOLAND TECHNOLOGY que utiliza el método amperimétrico con glucosa oxidasa para realizar mediciones de glucosa. Su rango de mediciones es de 20-600 mg/dL, tiene una capacidad de almacenamiento de 500 mediciones a las cuales se pueden acceder a través de un botón [39]. Actualmente la venta de este glucómetro se encuentra únicamente en tiendas en línea, así como la venta de tiras reactivas.

Estos dispositivos, en particular el Accu-Chek Guide y el Accu-Chek Instant, representan un costo elevado no solo en su adquisición, sino también en la compra recurrente de insumos esenciales para su funcionamiento, como las tiras reactivas y las lancetas. En la Tabla 11, se presentan algunos de los precios de estos glucómetros en el mercado, junto con los costos asociados a sus insumos.

*Tabla 11: Comparación de precios entre los glucómetros y tiras reactivas de la marca Accu-Chek [40] y el glucómetro INSMART[41]*

Glucómetro	Tiras reactivas 50 piezas	Dispositivo
<b>Accu-Chek Instant</b>	\$353.80	\$548.10 con 25 lancetas
<b>Accu-Chek Guide</b>	\$340.75	\$841.00 con 25 lancetas y 50 tiras reactivas
<b>Accu-Chek Performa</b>	\$450.95	Descontinuado
<b>Accu-Chek Active</b>	\$319.00	\$535.05 con 10 lancetas y 10 tiras reactivas
<b>INSMART</b>	No hay venta de tiras reactivas sueltas en línea	\$200 con 100 lancetas y 100 tiras reactivas

Se realizaron tres pruebas por cada concentración de glucosa utilizando los glucómetros mencionados. Las mediciones en cada uno de los dispositivos se efectuaron simultáneamente (Figura 21) para garantizar que las condiciones ambientales fueran consistentes, lo que permitió obtener resultados más precisos y comparables. Los datos obtenidos se presentarán en la Tabla 11, donde GlucoPIC es el glucómetro propuesto en este trabajo.



Figura 21: Experimentación con diferentes glucómetros

## Resultados

Con base en los datos de la Tabla 12, se calcularon los errores en relación con los criterios establecidos por la norma ISO 15197:2015. Esta norma especifica que, para concentraciones de glucosa menores a 100 mg/dL, el 95% de los valores deben presentar un margen de error de  $\pm 15$  mg/dL, mientras que para concentraciones mayores o iguales a 100 mg/dL, el margen de error permitido es del  $\pm 15\%$  [10].

En este caso, se realizaron 30 mediciones, de las cuales 6 corresponden a concentraciones menores a 100 mg/dL y 24 a concentraciones mayores o iguales a 100 mg/dL. Sin embargo, debido a la limitada cantidad de muestras, no se consideraron los porcentajes establecidos por la norma para esta evaluación, ya que el tamaño de la muestra no es lo suficientemente representativo. Aun así, la norma se utilizó como referencia para realizar una comparación más detallada y precisa entre las mediciones obtenidas.

La Gráfica 3 permite visualizar de manera clara la dispersión de los datos y la tendencia que presenta cada glucómetro. En particular, se destaca que el glucómetro INSMART muestra una desviación considerable en comparación con los valores reales de las concentraciones de glucosa en la mayoría de las mediciones. Por otro lado, tanto los glucómetros Accu-Chek como el glucómetro propuesto demuestran una correlación más precisa entre los valores reales y los experimentales, lo que refleja un mejor desempeño en términos de exactitud.

Tabla 12: Mediciones obtenidas para cada concentración de glucosa con 4 diferentes glucómetros

Concentración [mg/dL]	Prueba	GlucoPIC	Accu-Chek Instant	Accu-Chek Guide	INSMART
60	1	60	50	53	34
	2	64	52	50	26
	3	50	56	59	25
90	1	97	94	107	68
	2	106	113	91	78
	3	105	108	103	70
100	1	110	91	88	68
	2	90	87	90	71
	3	106	88	89	69
120	1	130	136	129	100
	2	155	143	129	105
	3	133	193	124	105
160	1	176	168	208	123
	2	172	161	163	121
	3	154	161	165	129
180	1	221	205	192	160
	2	211	199	198	165
	3	193	204	274	165
200	1	224	254	225	184
	2	253	224	221	181
	3	221	226	248	198
250	1	289	290	316	226
	2	305	323	443	225
	3	295	272	270	222
350	1	355	389	384	277
	2	313	384	387	285
	3	318	392	384	264
400	1	427	447	438	311
	2	418	439	427	305
	3	386	447	475	318

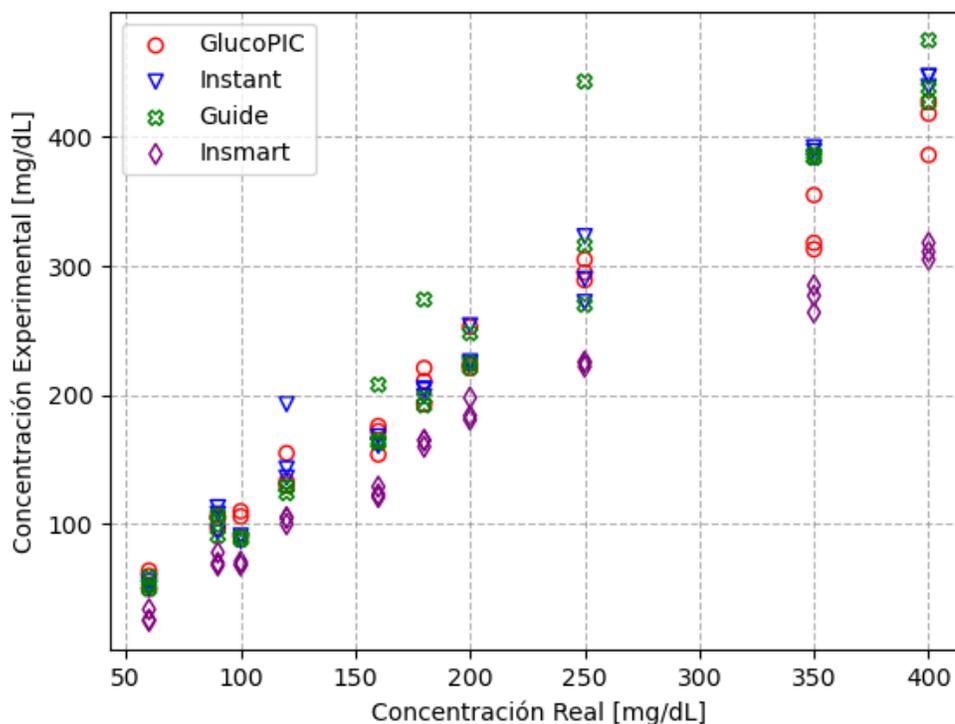
Los resultados obtenidos para evaluar el porcentaje de muestras que cumplen con los criterios establecidos por la norma ISO 15197:2015 se presentan en las Tablas 13 y 14. Aunque el tamaño de la muestra no es suficientemente representativo para un análisis definitivo, se observa una tendencia hacia un mayor margen de error en las mediciones. En el caso de las concentraciones mayores o iguales a 100 mg/dL, los errores más frecuentes se identificaron en los rangos de 120-160 mg/dL y 200-250 mg/dL para los glucómetros Accu-Chek y el GlucoPIC. De las 16 mediciones que no cumplían con los requisitos de la norma, 12 se ubicaron en estos rangos. Por otro lado, el glucómetro INSMART mostró un menor porcentaje de error en el rango de concentraciones de 180-250 mg/dL, lo que indica una mejor precisión relativa en este intervalo específico; sin embargo, fuera de ese rango las mediciones presentaban un margen de error significativo. Estos concuerdan con lo que se observó también en la Gráfica 3.

Tabla 13: Porcentaje de muestras que cumplen con la norma ISO 15197:2015 para concentraciones menores a 100 mg/dL

Concentraciones inferiores a 100 mg/dL			
GlucoPIC	Instant	Guide	INSMART
83.33%	66.67%	83.33%	16.67%

Tabla 14: Porcentaje de muestras que cumplen con la norma ISO 15197:2015 para concentraciones mayores a 100 mg/dL

Concentraciones mayores o iguales a 100 mg/dL			
GlucoPIC	Instant	Guide	INSMART
70.83%	79.17%	75.00%	45.83%



Gráfica 3: Dispersión de las mediciones para cada glucómetro.

## VI. Conclusiones

El objetivo principal de desarrollar y diseñar un glucómetro invasivo utilizando tiras reactivas de bajo costo se alcanzó al implementar un prototipo funcional que cumple con las especificaciones establecidas durante la propuesta de diseño. Este prototipo permitió, mediante experimentación, derivar un modelo matemático que relaciona la señal de las tiras reactivas con la concentración de glucosa.

En la fase de comparación con otros glucómetros, el dispositivo propuesto mostró un comportamiento similar al de los dos glucómetros comerciales Accu-Chek utilizados como referencia. Si bien esta conclusión se basa en los resultados obtenidos en 30 pruebas, lo que no es suficiente para realizar un análisis concluyente, la tendencia observada es alentadora. Un hallazgo relevante fue que el glucómetro INSMART, a pesar de utilizar las mismas tiras reactivas que el prototipo propuesto, presentó menor precisión en sus mediciones. Este resultado destaca la importancia de optimizar el sistema de procesamiento de datos provenientes de las tiras reactivas para maximizar su potencial. Además, se demostró que las tiras reactivas de bajo costo, al ser utilizadas en un sistema bien diseñado, pueden generar resultados comparables a los de dispositivos que emplean tiras de mayor costo, representando una ventaja significativa en términos de accesibilidad y economía.

Aunque se cumplieron los objetivos planteados, el tamaño de la muestra estuvo limitado por la cantidad de tiras reactivas disponibles, lo cual impidió realizar un análisis concluyente. No obstante, las tendencias observadas son prometedoras. Para investigaciones futuras, sería ideal realizar al menos 100 mediciones en cada uno de los rangos establecidos por la norma ISO 15197:2015 (por debajo y por encima de 100 mg/dL) para evaluar si el dispositivo cumple plenamente con los estándares.

Asimismo, se observó que un mayor número de mediciones en concentraciones diversas de glucosa permitiría mejorar el modelo matemático, incrementando su precisión y ampliando el rango de medición posible. Esto requiere contar con un suministro adecuado de tiras reactivas y soluciones de concentración específicas.

El siguiente paso inmediato sería diseñar una PCB con el sistema propuesto, logrando la portabilidad de un equipo comercial, y evaluar el rendimiento del dispositivo en entornos reales, realizando pruebas en personas para analizar su funcionalidad y usabilidad. También sería necesario optimizar el software del dispositivo para ofrecer una interfaz más amigable. A mediano plazo, se podría explorar el uso de microcontroladores más avanzados, especializados en aplicaciones biomédicas, así como incorporar tecnologías de conectividad inalámbrica para facilitar la transferencia de datos. Sin embargo, estas mejoras deben considerar el objetivo de mantener un dispositivo accesible y preciso.

A largo plazo, para una posible comercialización, sería necesario analizar la disponibilidad de materiales, los costos de producción masiva y los requisitos normativos específicos. Esto garantizaría que el glucómetro cumpla con todos los estándares necesarios y sea viable en el mercado.

El desarrollo de un glucómetro personalizado para la población mexicana, utilizando tecnología de bajo costo, representa una oportunidad única para reducir la dependencia de dispositivos y software de empresas internacionales que imponen restricciones al usuario. Este enfoque abre la posibilidad de diseñar glucómetros adaptados a las necesidades específicas de hospitales, clínicas o usuarios individuales, conectándolos a una red que permita monitorear tendencias de glucosa a nivel poblacional. Esto podría contribuir al diseño de estrategias más efectivas para combatir la diabetes o sus complicaciones y garantizar acceso a dispositivos médicos asequibles y personalizados.

Además, el desarrollo de glucómetros especializados podría atender necesidades clínicas específicas no cubiertas por dispositivos genéricos. Por ejemplo, en recién nacidos, donde el monitoreo de la glucosa es crucial para detectar hipoglucemias, los niveles suelen oscilar entre 40-60 mg/dL en las primeras horas y entre 50-100 mg/dL después de 24 horas de nacimiento. Los glucómetros convencionales no están diseñados para estas concentraciones tan bajas, lo que abre una puerta para diseñar dispositivos de bajo costo que atiendan estas necesidades específicas.

En cuanto a la precisión, aunque la norma permite un margen de error del 15% para concentraciones superiores a 100 mg/dL, es importante continuar desarrollando tecnologías que reduzcan este margen. Un margen de error más bajo puede ser crítico en diagnósticos donde pequeñas diferencias pueden influir en un diagnóstico positivo o negativo. Esto podría lograrse mediante la colaboración de equipos multidisciplinarios que optimicen tanto el dispositivo como las tiras reactivas.

En conclusión, este trabajo demuestra que es posible diseñar un dispositivo médico dentro de las normativas existentes, que sea accesible y personalizable para abordar problemáticas específicas de la población mexicana. Esto representa un paso importante hacia la independencia tecnológica, el acceso equitativo a dispositivos médicos y el desarrollo de soluciones locales para una mejor gestión de la diabetes y otras condiciones relacionadas.

# Anexos

## Anexo 1: Código

```
1  /*
2  * Archivo:   Glucometro.c
3  * Autor:    Cecilia Belén Hernández Cerda
4  *
5  */
6
7  #include<16f1788.h>    //Insertamos la biblioteca
8  #DEVICE ADC = 12      //Indicamos que el ADC es de 12 bits
9  #use delay (internal=8MHz) //Oscilador
10 #use standard_io(b)
11 //Parámetros de la comunicación I2C
12 #use i2c(Master, Fast=100000, sda=PIN_C4, scl=PIN_C3 ,force_sw, stream=OLED_stream)
13
14 //DEFINICIONES
15 #define SSD1306_128_64 //Modelo de la OLED
16 #define DS1307_I2C_NO_STREAM
17 #define WINDOW_SIZE 20 //Tamaño de la ventana para el filtro de promedio movil
18
19 //BIBLIOTECAS
20 #include "OLED_I2C.c"      //OLED   Link:https://microchipotle.com/
21 #include "DS1307.c"       //RTC     Link:https://simple-circuit.com/
22 #include "eeprom 24c32.c" //EEPROM Bibliotecas de CCS C
23
24
25 RTC_Time *mytime;
26
27 //VARIABLES
28 long Conversor; //Aquí se guarda el valor del ADC
29 float valorVoltaje; //Conversión de bits a un valor de voltaje
30 float Suma; //Suma de todos los valores de voltaje en 1 segundo
31 float Promedio = 0; //Promedio de los valores de voltaje
32 int Promedio2 = 0; //Promedio para almacenarlo en la EEPROM
33 int LAST = 10; //Espacio en la memoria para escribir
34 int LAST2 = 0; //Espacio en la memoria para leer
35 float leer = 0; //Lectura voltaje de la EEPROM en entero
36 float leer2 = 0; //Voltaje de la EEPROM en flotante
37 float sum = 0; // Suma de las muestras en la ventana
38 float azucar = 0; //Concentración de glucosa
39 char texto[128]; //Caracter para escribir en el OLED
40 float buffer[WINDOW_SIZE]; // Buffer circular
41 unsigned int buffer_index = 0; // Índice del buffer
42 float filtered_signal; // Señal filtrada
43
44 //BANDERAS
45 int16 BND; //Indica tiempo despues de la señal del conversor de C-V
46 int BND2 = 0; //Indica cuantas veces se ha presionado el boton 1
47 int BND3 = 0; //Indica cuantas mediciones se han tomado
48 int16 BND4 = 0; //Indica tiempo despues de la medición
49 int Boton = 0; //0 = Boton2 y 1 = Boton1
50 int Tira = 0; //Indica si ya se insertó la tira
51 int Medicion = 0; //Indica si ya se realizó una medición
52
53 /* Se creó un arreglo para almacenar datos en la memoria, el orden es:
54 * MIN HR AA MM DD
55 */
56 int variables[5];
57 int i = 0; //para el for
58
59
60 /* ACCESO A LA MEMORIA
61 * Se obtienen los datos de la memoria EEPROM, los datos iran cambiando despues
62 * de cada botonazo y se creara un bucle
63 */
64 void Memoria (void){
65     /* La BND3 contabilizo la cantidad de muestras que hay almacenadas en la
66     * memoria y la BND2 indicara cuantos botonazos se han dado para
67     * visualizar esas muestras
68     */
69     if(BND2 < BND3+1 && Boton == 1 && BND2 > 0 ){
```

```

70     init_ext_eeprom(); //Inicializa la memoria
71     leer = read_ext_eeprom(LAST2 - 6); //Lee el valor más reciente de glucosa
72     //Se almacena las lecturas de la fecha y hora
73     for (int i = 0; i <= 5; i++) {
74         (variables[i]) = read_ext_eeprom(LAST2 - i - 1);
75     }
76     leer2 = leer/100; //Se convierte el valor de voltaje en flotante
77 }
78
79 /*Si ya consultó todos los valores y sigue dando botonazos se reinicia la
80 * lectura de datos hasta que apriete el Boton 2
81 * */
82 else if(BND2 > BND3 && Boton == 1){
83     LAST2 = LAST + 6;
84     BND2 = 0;
85 }
86 }
87 }
88
89 //FILTRO DE PROMEDIACION MOVIL
90 float moving_average_filter(float new_sample) {
91     // Restar el valor más antiguo del buffer de la suma
92     sum -= buffer[buffer_index];
93
94     // Agregar la nueva muestra al buffer y a la suma
95     buffer[buffer_index] = new_sample;
96     sum += new_sample;
97
98     // Incrementar el índice del buffer
99     buffer_index++;
100
101     if (buffer_index >= WINDOW_SIZE) {
102         buffer_index = 0; // Reiniciar el índice
103     }
104
105     // Calcular y devolver el promedio
106     return sum / WINDOW_SIZE;
107 }
108
109 /*TIMER0
110 * para conocer el tiempo transcurrido despues de que se realizó una medición
111 * */
112 #INT_TIMER0
113 void Timer0(void){
114     if(Medicion == 1){
115         BND4++;
116         output_low(PIN_C7);
117         if(BND4 > 1000){
118             Tira = 0; //El ADC otra vez estará en el potencióstato
119             output_high(PIN_C7);
120         }
121     }
122     else{}
123 }
124 else{
125     BND4 = 0;
126 }
127 }
128
129 //CALCULO DE LA CONCENTRACIÓN DE GLUCOSA
130 void Glucosa(float sugar){
131     /*se entrara a esta función cuanod se realice una lectura o cuando se
132     * consulte un valor de la EEPROM */
133     azucar = 413.04*sugar-448.66;
134 }
135
136 //INTEGRAL DISCRETA
137 void SEGUNDOS(){
138     //El intervalo de medición es del segundo 1.5 al 2.5

```

```

139     if(150 < BND && BND < 251){
140         //Realiza una suma de las 100 muestras
141         Suma = Suma + filtered_signal;
142         /*Para asegurarr que solo se realice una medición con la tira reactiva
143         * se usa la bandera medición */
144         if (BND == 250 && Medicion == 0){
145             Promedio = Suma/(BND-150); //Promedio de la suma
146             /*Como no se pueden guardar valores flotantes se convirtió el
147             * voltaje de un número con dos decimales a un número entero de 3
148             * dígitos. Cuando se mande a llamar este valor de la EEPROM
149             * se dividira entre 100 para regresarlo a un número flotante */
150             Promedio2 = Promedio*100;
151             Glucosa(Promedio); //Se calcula la concentración de glucosa
152             BND3++; //Contabilizamos la cantidad de muestras que se han tomado
153             Medicion = 1;
154             init_ext_eeprom(); //Se inicia la EEPROM y guarda:
155             write_ext_eeprom(LAST, Promedio2); //Valor glucosa
156             write_ext_eeprom(LAST+1, mytime->day); //Día
157             write_ext_eeprom(LAST+2, mytime->month); //Mes
158             write_ext_eeprom(LAST+3, mytime->year); //Año
159             write_ext_eeprom(LAST+4, mytime->hours); //Hora
160             write_ext_eeprom(LAST+5, mytime->minutes); //Minutos
161             //Se actualiza la dirección de la EEPROM para guardar nueva información
162             LAST = LAST+6;
163             //Se actualiza la dirección de la EEPROM para leer los valores más recientes
164             LAST2 = LAST + 6;
165         }
166     }
167 }
168 }
169
170 //TIMER1
171 #INT_TIMER1
172 void Timer1(float Voltaje){
173     set_timer1(63036); //10 ms --> 100 son 1 segundo
174     //Filtramos el voltaje para quitar ruido
175     filtered_signal = moving_average_filter(Voltaje);
176
177     /*Cuando e valor del voltaje suba de 1.1 Volts empezara a realizar la cuenta
178     * la BND y llamaremos a la funcion segundos */
179     if(filtered_signal > 1.1){
180         BND++;
181         SEGUNDOS();
182     }
183     /*Cuando el valor del voltaje sea menor o igual de 1.1 volts se reiniciarán
184     * todos los valores para poder empezar una nueva cuenta cuando suba
185     * nuevamente el voltaje. Este caso sería cuando se quite la tira reactiva*/
186     else if(filtered_signal <= 1.1){
187         BND = 0;
188         Promedio = 0;
189         Promedio2 = 0;
190         Suma = 0;
191         BND4 = 0;
192     }
193 }
194
195 //MODULO RTC
196 void Modulo_RTC(){
197     //Leemos el tiempo y fecha del Chip (cuando tiene la pila) y aunq no este
198     //el PIC pueda seguir contando
199     mytime = RTC_Get();
200     delay_ms(1000); // Esperamos un sgundo para hacer la cuenta
201
202     /*Se configuró la fecha y hora del chip para que empiece desde esa fecha a
203     * realizar la cuenta del tiempo */
204     mytime->hours = 12;
205     mytime->minutes = 22;
206     mytime->seconds = 20;
207     mytime->day = 30;

```

```

208     mytime->month = 01;
209     mytime->year  = 25;
210
211     //Escribimos la fecha y hora en el chip RTC
212     RTC_Set(mytime);
213
214     //Habilitar el oscilador del modulo RTC
215     OSC_Enable();
216
217     //Habilita la salida de SQWE(I2C)con una frecuencia de 1 Hz (1 segundo)
218     SQWE_Set(OUT_1Hz);
219 }
220
221
222
223 //BOTONES
224 #INT IOC
225 void IOC(void){
226     //Botones en pull up = 1
227     //Boton 1 es presionado
228     if (input(PIN_C1) == 1 && input(PIN_C0) == 0) {
229         delay ms(500);
230         BND2++; //se contabiliza la cantidad de botonazos que se han realizado
231         Boton = 1;
232         LAST2 = LAST2 - 6;
233     }
234
235     //Boton 2 es presionado
236     if (input(PIN_C0) == 1 && input(PIN_C1) == 0) {
237         //Se regresa al modo de tomar muestras
238         delay ms(500);
239         BND2 = 0;
240         Boton = 0;
241         LAST2 = LAST + 6;
242         azucar = 0;
243     }
244 }
245
246
247
248 //Reseteamos el buffer y la suma
249 void init_filter(){
250     // Inicializa el buffer y la suma
251     for (int i = 0; i < WINDOW_SIZE; i++) {
252         buffer[i] = 0;
253     }
254     sum = 0;
255 }
256
257 //ADC POTENCIOSTATO Y ADC CONVERSOR C-V
258 void ADC(void){
259     //No se ha insertado tira reactiva
260     if (Tira == 0){
261         delay ms(17); //Ruido a una frecuencia de 60 Hz
262         //Cinfiguración del ADC en el potencioestado
263         setup_adc_ports(sAN12, VSS_FVR);
264         set_analog_pins(PIN_B0);
265         set_adc_channel(12);
266
267         //Calculo del voltaje
268         Conversor = read_adc();
269         valorVoltaje = Conversor * (4.096/4096.0);
270
271         /*Si el voltaje es estable entre los 0.55-0.65 V se
272         *ha insertado una tira reactiva, pero no se debe de haber realizado
273         * una medición anteriormente. Esto se hizo porque el voltaje será
274         * mayor a 1.1 V aunque ya se haya hecho una medición, entonces para
275         * asegurar que solo se realice una medición al principio se utilizó
276         * esta bandera */

```

```

277     if (valorVoltaje > 0.55 && valorVoltaje < 0.65 && Medicion == 0){
278         Tira = 1;
279         output_high(PIN_C7);
280         azucar = 0;
281     }
282     /* Si ya se realizó una medición, han pasado mas de 10 segundos y se
283     * quito la tira reactiva se reinicia el sistema para volver a realizar
284     * una nueva medición */
285     else if (BND4 > 1000 && Medicion == 1 && valorVoltaje > 0.7){
286         Tira = 0;
287         Medicion = 0;
288         azucar = 0;
289         output_low(PIN_C7);
290     }
291     else{
292         Tira = 0;
293     }
294 }
295 }
296 //ya se insertó la tira
297 else if(Tira == 1 && BND4 == 0){
298     //Configuración ADC en el conversor
299     setup_adc_ports(sAN0, VSS_FVR);
300     set_analog_pins(PIN_A0);
301     set_adc_channel(0);
302 }
303 //Calculo del voltaje
304 Conversor = read_adc();
305 valorVoltaje = Conversor * (4.096/4096.0);
306 //Se espera a que el voltaje sea mayor a 1.1 V
307 Timer1(valorVoltaje);
308 }
309 }
310
311 //CONFIGURACIÓN INICIAL
312 void main (){
313
314     //OLED
315     OLED_Begin(); //Se inicializa la OLED
316     OLED_ClearDisplay(); //Se limpia la OLED
317
318     //CONFIGURACION TIMER1
319     enable_interrupts (GLOBAL); //Se habilitan las interrupciones globales
320     enable_interrupts (INT_TIMER1); //Se habilitan la interrupción del timer 1
321     enable_interrupts(INT_TIMER0); //Se habilitan la interrupción del timer 0
322     //Se usará la frecuencia intrerna de 8MHz y un divisor de 8
323     setup_timer_1(T1_INTERNAL|T1_DIV_BY_8);
324     set_timer1(63036); // tomara 100 muestras en 1 segundo
325     //Se usará la frecuencia intrerna de 8MHz y un divisor de 128
326     setup_timer_0(T0_INTERNAL|T0_DIV_128);
327     set_timer1(100); // tomara 100 muestras en 1 segundo
328
329     //CONFIGURACION BOTONES
330     enable_interrupts(INT_IOC_C0); //Boton1
331     enable_interrupts(INT_IOC_C1); //Boton2
332
333     //CONFIGURACION VREF
334     //Para el DAC será de 1.024 V y para el ADC de 4.096 V
335     setup_vref(VREF_ON|VREF_COMP_DAC_1v024 | VREF_ADC_4v096 );
336
337
338     //CONFIGURACION ADC
339     //Tomara como referencia tierra y el voltaje de referencia de 4.096 V
340     setup_adc_reference(VSS_FVR);
341     setup_adc(ADC_CLOCK_INTERNAL);
342
343
344     //POTENCIOSTATO
345     //Tomara como referencia tierra y el voltaje de referencia de 1.024 V

```

```

346 setup_dac2(DAC_VSS_FVR);
347 dac_write2(19); //0.6 V
348 setup_opamp2(OPAMP_ENABLED | OPAMP_NI_TO_DAC2);
349
350
351 //CONVERSION C-V
352 setup_dac(DAC_VSS_FVR | DAC_OUTPUT1);
353 dac_write(250); //1 V
354 setup_opamp1(OPAMP_ENABLED | OPAMP_NI_TO_DAC1);
355
356 //FILTRO
357 init_filter(); //Se inicia el buffer
358
359 //Función del modulo RTC
360 Modulo_RTC();
361
362 while(TRUE)
363 {
364     ADC(); //Funcion del ADC
365     mytime = RTC_Get(); //Obtenemos información del modulo RTC
366     Memoria(); //Función de la memoria
367
368
369 //INICIO OLED
370 //Marco
371 OLED_DrawRect(1,1,123,63);
372
373 //Unidades de concentración de glucosa
374 sprintf(texto,"mg");
375 OLED_DrawText(95,10,texto,2);
376 OLED_DrawFastHLine(95,26,20,1);
377 sprintf(texto,"g/L");
378 OLED_DrawText(95,28,texto,2);
379 OLED_Display();
380
381 //Presente
382 if(Boton == 0){
383     //Hora
384     sprintf(texto, "%02u:%02u", mytime->hours, mytime->minutes);
385     OLED_DrawText(85,3,texto,1);
386     //Fecha
387     sprintf(texto, "%02u/%02u/%02u", mytime->day, mytime->month, mytime->year);
388     OLED_DrawText(3,3,texto,1);
389     //Glucosa
390     sprintf(texto, " ");
391     OLED_DrawText(15,20,texto,3);
392     sprintf(texto,"%0.0f\n", azucar); //Sin decimales
393     OLED_DrawText(15,20,texto,3);
394
395     //NIVELES DE GLUCOSA
396     //entre 60-100
397     if(azucar < 100 && azucar > 60 && BND4 < 1000){
398         sprintf(texto, " ");
399         OLED_DrawText(2,45,texto,1);
400         sprintf(texto,"LOW");
401         OLED_DrawText(24,45,texto,1);
402         OLED_FillRect(3,55,120,5,0);
403         OLED_DrawRect(3,55,119,5);
404         OLED_FillRect(22,55,19,5);
405     }
406
407     //Instrucción para insertar la tira reactiva
408     else if (azucar == 0 && Tira == 0 && Medicion == 0){
409         sprintf(texto, " ");
410         OLED_DrawText(2,45,texto,1);
411         OLED_FillRect(3,55,120,5,0);
412         sprintf(texto,"Inserte tira");
413         OLED_DrawText(25,45,texto,1);
414     }

```

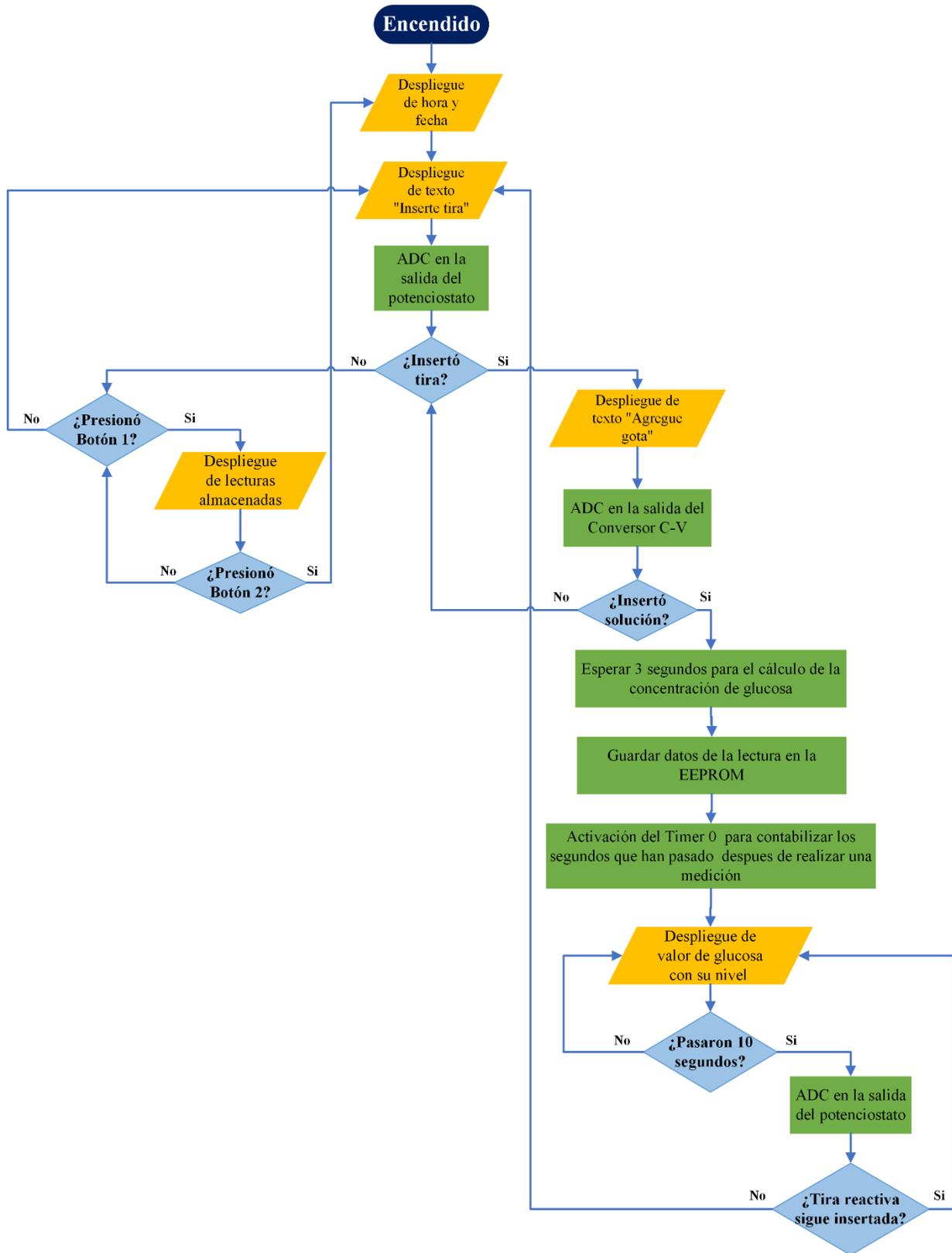
```

415
416 //Instrucción para insertar gota de sangre
417 else if (Tira == 1 && azucar == 0 && Medicion == 0){
418     sprintf(texto, " ");
419     OLED_DrawText(2,45,texto,1);
420     sprintf(texto,"Agregue gota");
421     OLED_DrawText(25,45,texto,1);
422 }
423
424 //menor a 60
425 else if(azucar < 60 && azucar > 1 && BND4 < 1000){
426     sprintf(texto, " ");
427     OLED_DrawText(2,45,texto,1);
428     sprintf(texto,"LOW");
429     OLED_DrawText(5,45,texto,1);
430     OLED_FillRect(3,55,120,5,0);
431     OLED_DrawRect(3,55,119,5);
432     OLED_FillRect(3,55,19,5);
433 }
434
435 //entre 100-160
436 else if(100 < azucar && azucar < 160 && BND4 < 1000){
437     sprintf(texto, " ");
438     OLED_DrawText(2,45,texto,1);
439     sprintf(texto,"NORMAL");
440     OLED_DrawText(48,45,texto,1);
441     OLED_FillRect(3,55,120,5,0);
442     OLED_DrawRect(3,55,119,5);
443     OLED_FillRect(45,55,40,5,1);
444 }
445
446 //entre 160-250
447 else if(160 < azucar && azucar < 250 && BND4 < 1000){
448     sprintf(texto, " ");
449     OLED_DrawText(2,45,texto,1);
450     sprintf(texto,"HIGH");
451     OLED_DrawText(88,45,texto,1);
452     OLED_FillRect(3,55,120,5,0);
453     OLED_DrawRect(3,55,119,5);
454     OLED_FillRect(88,55,17,5,1);
455 }
456
457 //mayor a 250
458 else if(250 < azucar){
459     sprintf(texto, " ");
460     OLED_DrawText(2,45,texto,1);
461     sprintf(texto,"HIGH");
462     OLED_DrawText(98,45,texto,1);
463     OLED_FillRect(3,55,120,5,0);
464     OLED_DrawRect(3,55,119,5);
465     OLED_FillRect(105,55,17,5,1);
466 }
467
468 OLED_Display();
469 }
470
471 //Pasado
472 else if(Boton == 1){
473     sprintf(texto, " ");
474     OLED_DrawText(3,3,texto,1);
475     //Hora
476     sprintf(texto,"%d:%d", variables[1], variables[0]);
477     OLED_DrawText(85,3,texto,1);
478     //Fecha
479     sprintf(texto, "%d/0%d/20%d", variables[4], variables[3], variables[2]);
480     OLED_DrawText(3,3,texto,1);
481     //Glucosa
482     Glucosa(leer2);
483     delay_ms(10);

```

```
484     sprintf(texto," ");
485     OLED_DrawText(15,20,texto,3);
486     sprintf(texto,"%0f\n", azucar); //Sin decimales
487     OLED_DrawText(15,20,texto,3);
488     //Se limpia lo de abajo
489     sprintf(texto," ");
490     OLED_DrawText(2,45,texto,1);
491     OLED_FillRect(3,55,120,5,0);
492 }
493 }
494 }
495
496
```

## Anexo 2: Diagrama de Flujo



## Bibliografía

- [1] Organización Mundial de la Salud, *INFORME MUNDIAL SOBRE LA DIABETES*. Geneva: WHO Document Production Services, 2016.
- [2] Federación Internacional de Diabetes, *ATLAS DE LA DIABETES DE LA FID*, Novena. 2019. [Online]. Available: [https://www.diabetesatlas.org/upload/resources/material/20200302\\_133352\\_2406-IDF-ATLAS-SPAN-BOOK.pdf](https://www.diabetesatlas.org/upload/resources/material/20200302_133352_2406-IDF-ATLAS-SPAN-BOOK.pdf)
- [3] Procuraduría Federal del Consumidor, “14 de noviembre. Día mundial de la diabetes.” [Online]. Available: <https://www.gob.mx/profeco/documentos/14-de-noviembre-dia-mundial-de-la-diabetes-319474>
- [4] D. en Epidem. Ana Basto-Abreu, D en SP, Nancy López-Olmedo, D en Nutr, Rosalba Rojas-Martínez, D en Epidem, Carlos A Aguilar-Salinas, D en C Méd, Grea L Moreno-Banda, D en Epidem, Martha Carnalla, D en Epidem, Juan A Rivera, D en Nutr, Martín Rom, “Prevalencia de prediabetes y diabetes en México: Ensanut 2022,” *Salud Publica Mex*, vol. 65, 2023, [Online]. Available: <https://www.insp.mx/avisos/prevalencia-de-prediabetes-y-diabetes-en-mexico-ensanut-2022>
- [5] D. O. de la F. (DOF), “PROY-NOM-241-SSA1-2018,” 2019. [Online]. Available: [https://www.dof.gob.mx/nota\\_detalle.php?codigo=5562796&fecha=14/06/2019#gsc.tab=0](https://www.dof.gob.mx/nota_detalle.php?codigo=5562796&fecha=14/06/2019#gsc.tab=0)
- [6] COFEPRIS, *Ciencia Cofepris Dispositivos Médicos*, 10th ed. 2023. [Online]. Available: [https://www.gob.mx/cms/uploads/attachment/file/828950/Revista\\_RCC10\\_Dispositivos\\_finales\\_2023\\_\\_3\\_.pdf](https://www.gob.mx/cms/uploads/attachment/file/828950/Revista_RCC10_Dispositivos_finales_2023__3_.pdf)
- [7] COFEPRIS, “Guía para la obtención del registro sanitario de Dispositivos Médicos clase I, II, III.” 2023. [Online]. Available: [https://www.gob.mx/cms/uploads/attachment/file/910280/Gu\\_a\\_para\\_la\\_obtenci\\_n\\_del\\_Registro\\_Sanitario\\_de\\_Dispositivos\\_M\\_dicos.pdf](https://www.gob.mx/cms/uploads/attachment/file/910280/Gu_a_para_la_obtenci_n_del_Registro_Sanitario_de_Dispositivos_M_dicos.pdf)
- [8] Freestyle, “Primeros Pasos,” Abbott. [Online]. Available: <https://www.freestyle.abbott/es-es/ayuda/primeros-pasos.html>
- [9] Farmacopea, “Apéndice II. Criterios para la clasificación de dispositivos médicos,” 2021. [Online]. Available: <https://www.farmacopea.org.mx/Repositorio/Documentos/1192.pdf>
- [10] Ó. Giménez, “ISO 15197:2015, la norma de la Comisión Europea que exige una mayor precisión a los sistemas de monitorización de glucosa en sangre,” *Farmacéutico*, vol. 552, 2017, [Online]. Available: <https://solucionesparaladiabetes.com/wp-content/uploads/2018/10/ISO-15197-2015.pdf>
- [11] E.-H. Yoo and S.-Y. Lee, “Glucose biosensors: an overview of use in clinical practice,” *Sensors (Basel)*, vol. 10, no. 5, pp. 4558–4576, 2010, doi: 10.3390/s100504558.

- [12] GerardMacias, “¿Qué son las generaciones de biosensores de glucosa?,” MACIAS SENSORS. [Online]. Available: <https://maciassensors.com/es/que-son-las-generaciones-de-los-biosensores-de-glucosa/>
- [13] R. Dixon, “Yellow Springs Instruments— Model 23A’s revolutionary legacy,” YSNEWS.COM. [Online]. Available: <https://ysnews.com/news/2021/08/yellow-springs-instruments-model-23as-revolutionary-legacy-2>
- [14] J. D. Newman and A. P. F. Turner, “Home blood glucose biosensors: a commercial perspective,” *Biosens Bioelectron*, vol. 20, no. 12, pp. 2435–2453, 2005, doi: <https://doi.org/10.1016/j.bios.2004.11.012>.
- [15] BioLogic, “What is a potentiostat and its use in Science & Industry (Electrochemistry Basics Series),” BioLogic. [Online]. Available: <https://www.biologic.net/topics/what-is-a-potentiostat-how-potentiostats-work-and-their-use-in-science-and-industry/>
- [16] A. W. Colburn, K. J. Levey, D. O’Hare, and J. V Macpherson, “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, doi: 10.1039/D1CP00661D.
- [17] I. S. Josh Schneider, “¿Qué es un microcontrolador?” [Online]. Available: <https://www.ibm.com/mx-es/think/topics/microcontroller>
- [18] Microchip, “PIC16F1788/9 Datasheet,” 2015, *Microchip Technology Inc.* [Online]. Available: <https://ww1.microchip.com/downloads/aemDocuments/documents/OTH/ProductDocuments/DataSheets/40001675C.pdf>
- [19] N. Dalvi and M. T. Inc, “Glucose Meter Reference Design,” 2013. [Online]. Available: <https://ww1.microchip.com/downloads/en/AppNotes/00001560A.pdf>
- [20] D. M. Guerrero, “PROYECTO DE UN GLUCÓMETRO,” Universidad Técnica de Catalunya, 2019. [Online]. Available: [https://upcommons.upc.edu/bitstream/handle/2117/172685/REPORT\\_fitxer\\_de\\_consulta.pdf?sequence=8&isAllowed=y](https://upcommons.upc.edu/bitstream/handle/2117/172685/REPORT_fitxer_de_consulta.pdf?sequence=8&isAllowed=y)
- [21] R. Boylestad and L. Nashelsky, “Convertidores digital a analógico,” in *Electrónica:Teoría de circuitos y dispositivos electrónicos*, 10th ed., Pearson, 2009, ch. 13, pp. 718–720.
- [22] D. de C. y robótica de la F. de I. UNAM, “CONVERTIDORES ANALÓGICO/DIGITAL Y DIGITAL/ANALÓGICO,” 2014. [Online]. Available: [https://dctrl.fi-b.unam.mx/mei/practicas/prac10\\_ADCCDAC.pdf](https://dctrl.fi-b.unam.mx/mei/practicas/prac10_ADCCDAC.pdf)
- [23] O. Fernández, “Memorias Electrónicas,” Código Electrónica. [Online]. Available: <http://codigoelectronica.com/blog/memorias-electronicas#:~:text=Las memorias electrónicas son dispositivos,de naturaleza combinacional como secuencial.>
- [24] “Glucómetros, comparativa técnica y estándar de calidad,” Diagnostico en Casa. [Online]. Available: <https://diagnosticoencasa.com/glucometros-comparativa-tecnica-de-glucometros-y-estandar-de-calidad/>

- [25] ATMEL, “AT24C32 Datasheet,” 2003, *Atmel Corporation*. [Online]. Available: <https://ww1.microchip.com/downloads/en/DeviceDoc/doc0336.pdf>
- [26] D. Meaney, “What is a Real Time Clock (RTC)?,” ECS Inc. International. [Online]. Available: <https://ecsxtal.com/what-is-a-real-time-clock-rtc/>
- [27] maxim integrated, “DS1307 Datasheet,” 2015, *Maxim Integrated Products*. [Online]. Available: <https://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/DS1307.pdf>
- [28] UNIT Electronics, “DS1307 AT24C32 Tiempo Real RTC,” UNIT Electronics. [Online]. Available: <https://uelectronics.com/producto/ds1307-at24c32-tiempo-real-rtc/>
- [29] R. Awati and R. Sheldon, “What is SRAM (static random access memory)?,” TechTarget. [Online]. Available: <https://www.techtarget.com/whatis/definition/SRAM-static-random-access-memory>
- [30] D. Skoog, J. Holler, and T. Nieman, “Voltamperometría,” in *Principios de análisis instrumental*, 5th ed., Mc Graw Hill, 1971, pp. 691–728. [Online]. Available: [https://www.gob.mx/cms/uploads/attachment/file/848438/7276\\_T\\_16\\_S\\_1\\_-\\_Principios\\_analisis\\_instrumental\\_Skoog\\_5ta\\_Edici\\_n\\_A\\_\\_1\\_.pdf](https://www.gob.mx/cms/uploads/attachment/file/848438/7276_T_16_S_1_-_Principios_analisis_instrumental_Skoog_5ta_Edici_n_A__1_.pdf)
- [31] R. Escalona, R., J., Mendoza, X., A., Novo, L., “Soluciones y cálculos de concentración,” Unidades de Apoyo para el Aprendizaje. CUAIEED/Facultad de Medicina-UNAM. [Online]. Available: [https://repositorio-uapa.cuaieed.unam.mx/repositorio/moodle/pluginfile.php/2498/mod\\_resource/content/6/UAPA-Soluciones-Calculos-Concentracion/index.html](https://repositorio-uapa.cuaieed.unam.mx/repositorio/moodle/pluginfile.php/2498/mod_resource/content/6/UAPA-Soluciones-Calculos-Concentracion/index.html)
- [32] MathWorks, “filter,” 1994-2024 The MathWorks, Inc. [Online]. Available: <https://la.mathworks.com/help/matlab/ref/filter.html>
- [33] J. Romero, “¿Qué es el Buffer y Para Qué Sirve?,” GEEKNETIC. [Online]. Available: <https://www.geeknetic.es/Buffer/que-es-y-para-que-sirve>
- [34] P. Vinuesa, “Tema 9 - Regresión lineal simple y polinomial: teoría y práctica,” 2016, *Centro de ciencias Genómicas*. [Online]. Available: [https://www.ccg.unam.mx/~vinuesa/R4biosciences/docs/Tema9\\_regresion.html](https://www.ccg.unam.mx/~vinuesa/R4biosciences/docs/Tema9_regresion.html)
- [35] Accu-Chek, “Accu-Chek Instant,” Roche. [Online]. Available: <https://www.accu-chek.com.mx/medicion-de-glucosa/instant/caracteristicas>
- [36] Accu-Chek, “Accu-Chek Guide,” 2023 Roche Diabetes Care Limited. [Online]. Available: <https://www.accu-chek.es/productos/medidores-glucemia/guide>
- [37] INSMART, “Insmart G-520 Blood Glucose Monitor Kit, 100 Glucometer Papers, 100 Lancets, Blood Sugar Test Kit with Lancing Device and Carrying Bag, No Coding(Model: G-520),” 2019, *INSMART*. [Online]. Available: <https://shop.insmart.ink/products/insmart-g-520-blood-glucose-monitor-kit-100-glucometer-papers-100-lancets-blood-sugar-test-kit-with-lancing-device-and-carrying-bag-no-codingmodel-g-520>

- [38] R. L. Brazg, L. J. Klaff, and A. M. Sussman, “New Generation Blood Glucose Monitoring System Exceeds International Accuracy Standards.,” Nov. 2016, *United States*. doi: 10.1177/1932296816652902.
- [39] bioland, “Medidor de glucosa en sangre G-520,” 2023 Bioland Technology Limited. [Online]. Available: <https://es.biolandintl.com/product/g-520>
- [40] Roche, “ACCU-CHEK,” Servicios Farmacéuticos Especializados. [Online]. Available: <https://tienda.accu-chek.com.mx/>
- [41] AliExpress, “INSMART-medidor de glucosa en sangre, Kit de prueba de Diabetes, 50 tiras reactivas de glucómetro, Monitor de azúcar en sangre, presión arterial,” 2010-2024 AliExpress.com. [Online]. Available: <https://es.aliexpress.com/i/1005008479228455.html>