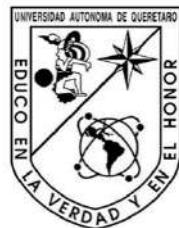




**UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE
QUERÉTARO
FACULTAD DE INGENIERÍA
CAMPUS AEROPUERTO**



ELABORACIÓN DE UN PROTOTIPO DE GLUCÓMETRO

TESIS

**COMO PARTE DE LOS REQUISITOS PARA OBTENER EL TÍTULO DE
INGENIERÍA BIOMÉDICA**

**LÍNEA TERMINAL
BIOSEÑALES Y BIOINSTRUMENTACIÓN**

PRESENTA

**Pamela Alegría López
Leonardo Rodríguez Baeza**

DIRECTORES

**Dr. Carlos Andrés Pérez Ramírez
LDI. Alejandro Antonio Salinas Aguilar**

La presente obra está bajo la licencia:
<https://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/deed.es>



CC BY-NC-ND 4.0 DEED

Atribución-NoComercial-SinDerivadas 4.0 Internacional

Usted es libre de:

Compartir — copiar y redistribuir el material en cualquier medio o formato

La licenciatario no puede revocar estas libertades en tanto usted siga los términos de la licencia

Bajo los siguientes términos:

 **Atribución** — Usted debe dar [crédito de manera adecuada](#), brindar un enlace a la licencia, e [indicar si se han realizado cambios](#). Puede hacerlo en cualquier forma razonable, pero no de forma tal que sugiera que usted o su uso tienen el apoyo de la licenciatario.

 **NoComercial** — Usted no puede hacer uso del material con [propósitos comerciales](#).

 **SinDerivadas** — Si [remezcla, transforma o crea a partir](#) del material, no podrá distribuir el material modificado.

No hay restricciones adicionales — No puede aplicar términos legales ni [medidas tecnológicas](#) que restrinjan legalmente a otras a hacer cualquier uso permitido por la licencia.

Avisos:

No tiene que cumplir con la licencia para elementos del material en el dominio público o cuando su uso esté permitido por una [excepción o limitación](#) aplicable.

No se dan garantías. La licencia podría no darle todos los permisos que necesita para el uso que tenga previsto. Por ejemplo, otros derechos como [publicidad, privacidad, o derechos morales](#) pueden limitar la forma en que utilice el material.

RESUMEN

Una de las enfermedades más comunes en México es la diabetes y debido a esto, el constante monitoreo de la glucosa en la sangre se ha vuelto esencial en la mayoría de los mexicanos. En esta enfermedad se pueden presentar diversas complicaciones en el caso de no ser tratada o atendida correctamente, por lo que es determinante que las personas con diabetes tengan un constante control de glucosa en su sangre.

Actualmente el método más utilizado para el monitoreo de la glucosa es por medio de un glucómetro; existen diferentes marcas, así como diferentes métodos. Sin embargo la más eficiente es la medición de la glucosa en sangre, esta se lleva a cabo depositando una gota de sangre en una tira reactiva que después será leída por el glucómetro para determinar la concentración de glucosa en la muestra.

Entre la amplia gama de marcas de glucómetros presentes en el mercado actual, todas ellas comparten una característica distintiva, la cual es que cada marca emplea sus propias tiras reactivas, acompañadas de un kit exclusivo para la medición de glucosa. No obstante, esta singularidad plantea un desafío potencial en cuanto a la disponibilidad de las tiras reactivas adecuadas para un glucómetro específico, especialmente cuando estas no están disponibles en los establecimientos comerciales.

De igual manera, los glucómetros actuales pueden presentar retos durante la interpretación de los resultados, lo que puede resultar en una falta de comprensión con respecto a la condición de los usuarios y consecuentemente, que se descuiden.

Este proyecto se centra en reducir considerablemente este problema desarrollando el prototipo de un glucómetro que pueda utilizar las tiras reactivas más comunes en el mercado y que los resultados que sean mostrados a los usuarios, sean fáciles de interpretar. El objetivo es evitar problemas de suministro y dificultades al medir la glucosa para los usuarios.

(Palabras Clave: Diabetes, glucosa en sangre, glucómetro, tiras reactivas, monitoreo)

ABSTRACT

Diabetes is one of the most common diseases in our country. Because of this, constant monitoring of blood glucose has become essential for most Mexicans. It's a disease that can lead to many complications if it is not treated or managed properly, so it's crucial for people with diabetes to have regular blood glucose control.

Currently, the most widely used method for glucose monitoring is through a glucometer. There are different brands and ways of using them; however, the most proven efficient method is measuring blood glucose. This is done by placing a drop of blood on a test strip, which is then read by the glucometer to determine the glucose concentration in the sample.

Among the wide range of blood glucometer brands available in the current market, they all share a distinctive characteristic which is that each brand uses its own test strips, along with an exclusive kit for glucose measurement. However, this particularity is a potential challenge regarding the availability of the appropriate test strips for a specific glucometer, particularly when they are not available on stores.

A glucometer that could measure the most common test strips on the market would significantly reduce this problem and make it easier to perform a glucose measurement, allowing us to better understand our health in this crucial aspect.

This project is focused on presenting a prototype of a glucometer capable of using the most common test strip on the market, ensuring that users have no trouble obtaining supplies for their devices and no difficulties when measuring their glucose levels.

(Key words: Diabetes, blood glucose, glucometer, test strips, measuring)

AGRADECIMIENTOS

A mis padres Socorro Baeza y Graciano Rodríguez que me han apoyado a lo largo de toda mi vida y nunca han dejado de creer en mí, son los que me han convertido en la persona que soy hoy, y de verdad es que no podría pedir unos mejores que ellos para enseñarme el camino de la vida y darme todo lo que tengo, de igual manera quiero agradecer a mi hermana Grecia Rodríguez Baeza, por ser una de las personas más importantes en mi vida, ser una de las personas por las que daría todo lo que tengo y en especial por decirme cuando no estoy haciendo las cosas de la manera correcta, para poder ser un buen ejemplo para ella, a mi tío Roberto Rodríguez, por darme un amor incondicional el cual nunca voy a terminar de corresponder y ser una persona que siempre y a pesar de todo va a creer en mí y en todo lo que haga, quiero agradecer de una gran manera a mi novia Pamela Alegría, que también resulta ser mi compañera en esta tesis y en este camino llamado vida, por quererme y enseñarme que para conseguir las cosas que uno quiere se tiene que luchar por ellas y no darse por vencido, por ser alguien muy especial a lo largo de este viaje y que siempre le voy a estar muy agradecido, a mi compañero fiel “Flash”, porque siempre lo voy a querer y siempre lo voy a llevar en mi corazón pase lo que pase, a mi mejor amigo Anuar López, por ser un escape de la realidad siempre que lo necesito, por estar siempre ahí y por sacarme una sonrisa cuando más lo he necesitado, a mi mejor amiga Guadalupe Martínez, porque creanme sin ella no estaría aquí hoy, y finalmente a todos lo que me han acompañado en este viaje, a mi profesor el Dr. Carlos Pérez, y a mis amigos Rodri y Mario que hicieron de la Universidad un buen lugar, muchas gracias a todos.

Leonardo Rodríguez Baeza

En primer lugar, quiero agradecer a mis padres Jesús Alegría y Claudia López, sin su apoyo incondicional, no habríamos llegado a esta meta tan anhelada. Sus grandes conocimientos, consejos y motivaciones me han impulsado a lograr lo que soy ahora. Les agradezco haber permanecido a mi lado a lo largo de este proceso personal y académico. A mis hermanos Julieta y Gabriel, quienes son una parte indispensable en mi vida, por su apoyo, alegrías y su cariño.

A Leonardo Rodríguez, por haber formado parte de todo este proyecto y persistir conmigo. Desde que inició como un proyecto semestral hasta la culminación de esta tesis. Gracias por todo el cariño y apoyo incondicional a lo largo de la carrera.

Doy gracias a los docentes que brindaron el conocimiento, herramientas y motivación para la realización de esta tesis, especialmente al Dr. Carlos Pérez y Dr. Juan de Dios Galindo quienes nos encaminaron a lo largo de este trayecto.

Quiero hacer mención a Gonzalo Martínez y mis Yeyos, que a pesar de que ya no se encuentran con nosotros para la conclusión de esta etapa, el apoyo, amor y cariño fueron una pieza fundamental en mi crecimiento personal.

Muchas gracias a todos los que se mantuvieron a mi lado durante esta etapa académica, cada uno forma parte de esta meta.

Pamela Alegría.

ÍNDICE.

RESUMEN.....	2
ABSTRACT.....	3
AGRADECIMIENTOS.....	4
ÍNDICE.....	5
ÍNDICE DE FIGURAS.....	6
ÍNDICE DE TABLAS.....	8
1. INTRODUCCIÓN.....	9
1.1 ANTECEDENTES.....	13
1.2 DESCRIPCIÓN DEL PROBLEMA.....	17
1.3 JUSTIFICACIÓN.....	18
1.4 HIPÓTESIS Y OBJETIVOS.....	19
1.4.1 HIPÓTESIS.....	19
1.4.2 OBJETIVO GENERAL	19
1.4.3 OBJETIVOS PARTICULARES.....	19
1.5 PLANTEAMIENTO GENERAL DEL PROYECTO.....	20
2. MARCO TEÓRICO.....	21
2.1 DIABETES.....	21
2.2 MÉTODOS PARA LA MEDICIÓN DE LA GLUCOSA.....	24
2.3 SENSORES ELECTROQUÍMICOS.....	25
2.3.1 POTENCIOSTATOS.....	27
2.4 DESIGN THINKING.....	30
2.5 ESTRATEGIAS PARA EL DISEÑO BASADO EN EL USUARIO.....	32
3. METODOLOGÍA.....	35
3.1 CIRCUITO.....	35
3.1.1 SELECCIÓN DE COMPONENTES.....	36
3.1.2 DISEÑO DEL CIRCUITO.....	36
3.1.3 PRUEBAS.....	40
3.1.4 PROGRAMA.....	40
3.1.5 MONTAJE DEL PROTOTIPO.....	47
4. RESULTADOS.....	49
4.1 PRUEBAS DE DETECCIÓN.....	49
4.2 CURVA DE CALIBRACIÓN.....	52
4.3 FUNCIONAMIENTO DEL CÓDIGO DE PROGRAMACIÓN.....	54
4.4 PROTOTIPO FUNCIONAL DEL GLUCÓMETRO.....	59
5. CONCLUSIONES Y PROSPECTIVA.....	61
6. ÉTICA DE LA INVESTIGACIÓN.....	62
7. REFERENCIAS.....	63
8. ANEXOS.....	67
8.2 CÓDIGO UTILIZADO EN PIC C COMPILER.....	70

ÍNDICE DE FIGURAS

<i>Figura 1.1 Planteamiento general del problema.....</i>	20
<i>Figura 2.1 Circuito básico de un potenciómetro.....</i>	30
<i>Figura 2.2 Etapas del “Design Thinking”.....</i>	31
<i>Figura 3.1 Simulación del circuito en Proteus.....</i>	37
<i>Figura 3.2 Circuito del potenciómetro montado físicamente.....</i>	38
<i>Figura 3.3 Conector a tira reactiva utilizado para las pruebas.....</i>	39
<i>Figura 3.4 Simulación de la parte digital del circuito.....</i>	39
<i>Figura 3.5 Parámetros y definiciones para la estructura del código.....</i>	41
<i>Figura 3.6 Mapa de bits de la imagen de una gota.....</i>	42
<i>Figura 3.7 Declaración de variables globales.....</i>	42
<i>Figura 3.8 Función principal (main).....</i>	43
<i>Figura 3.9 Interrupción externa.....</i>	44
<i>Figura 3.10 Lectura constante del ADC y conversión de datos para mostrar el resultado.....</i>	45
<i>Figura 3.11 Encendido de LED correspondiente y reinicio del valor de variables.....</i>	47
<i>Figura 3.12 Circuito Terminado y listo para realizar pruebas de funcionamiento.....</i>	48
<i>Figura 4.1 Comportamiento de la concentración de 60 mg/dl.</i>	49
<i>Figura 4.2 Comportamiento de la concentración de 80 mg/dl.</i>	49
<i>Figura 4.3 Comportamiento de la concentración de 110 mg/dl.</i>	50
<i>Figura 4.4 Comportamiento de la concentración de 130 mg/dl.</i>	50
<i>Figura 4.5 Comportamiento de la concentración de 180 mg/dl.....</i>	50
<i>Figura 4.6 Comportamiento de la concentración de 200 mg/dl.</i>	51
<i>Figura 4.7 Comportamiento de la concentración de 400 mg/dl.</i>	51
<i>Figura 4.8 Comportamiento de la concentración de 500 mg/dl.</i>	51
<i>Figura 4.9 Curva de calibración.....</i>	53
<i>Figura 4.10 Voltámetro cíclico para la oxidación de la glucosa.....</i>	54
<i>Figura 4.11 Simulación digital de la programación.....</i>	55
<i>Figura 4.12 Botón utilizado en la interrupción externa, para encender el glucómetro.....</i>	55
<i>Figura 4.13 Mensaje mostrado en la pantalla al encender.....</i>	56
<i>Figura 4.14 Botón utilizado para simular el circuito cerrado al momento de insertar la tira reactiva.....</i>	56
<i>Figura 4.15 Imagen de una gota para indicar al usuario colocar una muestra de sangre en la tira reactiva.....</i>	56
<i>Figura 4.16 Potenciómetro utilizado para manipular la entrada del ADC.....</i>	57
<i>Figura 4.17 Valor obtenido a través del potenciómetro al momento de subir y bajar el valor de voltaje.....</i>	57
<i>Figura 4.18 Led encendido correspondiente al valor obtenido, dependiendo de los parámetros considerados aceptables.....</i>	58
<i>Figura 4.19 La pantalla muestra mensaje después de ser encendida por el usuario.....</i>	59

<i>Figura 4.20 Tira reactiva insertada en el conector para tiras.....</i>	59
<i>Figura 4.21 Imagen que le indica al usuario que es momento de depositar la muestra.....</i>	60
<i>Figura 4.22 Se muestra el resultado en la pantalla y se enciende el Led.....</i>	60
<i>Figura 8.1 Símbolo de un amplificador operacional.....</i>	70

ÍNDICE DE TABLAS

<i>Tabla 1.1. Comparación entre los glucómetros más presentes en el mercado.....</i>	14
<i>Tabla 4.1. Valores obtenidos de la experimentación.....</i>	53

1. INTRODUCCIÓN

La diabetes representa uno de los mayores desafíos de la salud pública a nivel global y de gran interés en México, afectando a millones de personas en diversas regiones del mundo. Esta enfermedad ha mostrado un aumento considerable en su prevalencia debido a factores como el envejecimiento poblacional, las transformaciones en los estilos de vida y el incremento de la obesidad.

Un desafío significativo en el manejo de la diabetes es la falta de conocimiento adecuado para interpretar correctamente los resultados obtenidos a través del glucómetro. Muchos pacientes, a pesar de contar con dispositivos de medición, enfrentan dificultades para comprender el significado de las cifras que registran y cómo estas se relacionan con su estado de salud y el control de la enfermedad.

Esta carencia de información puede llevar a interpretaciones erróneas, subestimaciones de riesgos o la ausencia de ajustes necesarios en su tratamiento o estilo de vida. Como resultado, el monitoreo de la enfermedad se vuelve ineficaz, limitando su efectividad para prevenir complicaciones graves. Por ello, es crucial promover la educación en salud y capacitar a los pacientes en el uso e interpretación de estos dispositivos, fomentando un mejor manejo de la diabetes.

Este panorama subraya la necesidad de investigar no solo las causas subyacentes de la diabetes, sino también las estrategias de manejo y monitoreo que permitan mitigar su impacto en la calidad de vida de los pacientes y en los sistemas de salud.

Desde una perspectiva clínica, la diabetes es una enfermedad metabólica crónica caracterizada por niveles persistentemente elevados de glucosa en sangre, lo que con el tiempo puede ocasionar daños graves en órganos clave, como el corazón, los vasos sanguíneos, los ojos, los riñones y los nervios. (Organización Panamericana de la Salud, 2023)

El aumento de los niveles de glucosa en sangre se produce cuando el páncreas no sintetiza insulina en cantidades suficientes o cuando el organismo no utiliza eficazmente la insulina producida (World Health Organization, 2024). La insulina, una hormona esencial para la regulación de la glucosa en sangre, desempeña un papel crucial en el metabolismo. Una complicación frecuente de la diabetes no controlada es la hiperglucemia, la cual, a largo plazo, puede provocar daños severos en múltiples órganos y sistemas, especialmente en los nervios y los vasos sanguíneos.

Además, la diabetes puede ser resultado de otras condiciones de salud, como la hipertensión o la obesidad, lo que dificulta su prevención en aquellos individuos con antecedentes familiares de la enfermedad. No obstante, es posible reducir el riesgo adoptando una dieta equilibrada,

practicando actividad física de manera regular y realizando un control periódico de los niveles de glucosa en el organismo.

La diabetes puede clasificarse en tres categorías:

1. Diabetes tipo I. También conocida como diabetes juvenil o insulinodependiente, suele manifestarse en etapas tempranas de la vida. Afecta directamente al páncreas, el cual produce poca o ninguna cantidad de insulina. Como resultado, las personas con esta condición requieren un tratamiento continuo que implica la administración externa de insulina para permitir que la glucosa en sangre ingrese adecuadamente a las células del organismo.
2. Diabetes tipo II. Es el tipo más prevalente de diabetes y generalmente se desarrolla en edades más avanzadas. En este caso, la insulina producida por el páncreas no funciona de manera eficaz, lo que provoca una acumulación de glucosa en el torrente sanguíneo. Esta condición puede ser manejada en la mayoría de los casos mediante el uso de medicamentos, cambios en el estilo de vida y, en algunos casos, insulina. Cabe destacar que el 95% de los casos de diabetes corresponde a este tipo, según datos de la Organización Panamericana de la Salud (OPS, 2021).
3. Diabetes gestacional. Este tipo de diabetes se presenta durante el embarazo, generalmente en etapas avanzadas de la gestación. Afecta al cuerpo de la mujer, que atraviesa diversos cambios fisiológicos debido a su estado. Por lo general, esta condición desaparece después del parto, aunque puede aumentar el riesgo de desarrollar diabetes tipo II en el futuro.

En las etapas iniciales, las consecuencias de la diabetes suelen ser más manejables y responden con relativa facilidad a los tratamientos. Entre los síntomas comunes se encuentran cefaleas, ansiedad, depresión, retención de líquidos, así como niveles elevados de colesterol y triglicéridos (MedlinePlus, 2021). No obstante, si la enfermedad no se aborda de manera adecuada, estas manifestaciones pueden evolucionar hacia condiciones más graves, como el síndrome de colon irritable, la fatiga crónica, la fibromialgia —un trastorno crónico que causa dolor generalizado— y la osteoporosis.

Además, es fundamental considerar el daño progresivo que las altas concentraciones de glucosa en sangre pueden ocasionar en el organismo. Los efectos adversos afectan al corazón, los vasos sanguíneos, los ojos, los riñones y los nervios, derivando en complicaciones graves como la insuficiencia renal y la pérdida de la visión. Según la Organización Panamericana de la Salud, aproximadamente un millón de personas en el mundo han perdido la vista como resultado de la diabetes (OPS, 2021).

En un contexto global, la Federación Internacional de Diabetes (FID) reportó que en 2019 existían 463 millones de personas viviendo con esta enfermedad, con proyecciones que indican

un aumento a 578 millones en 2030 y a 700 millones en 2045. En México, desde el año 2000, la diabetes mellitus se posiciona como la principal causa de muerte en mujeres y la segunda en hombres.

A nivel nacional, la tasa de mortalidad por diabetes mellitus mostró un incremento significativo, pasando de 8.2 decesos por cada 10 mil habitantes en 2019 a 11.9 en 2020. En 2021, esta cifra se redujo ligeramente a 11 fallecimientos por cada 10 mil habitantes. Durante ese mismo año, 140,729 personas perdieron la vida a causa de la diabetes mellitus, lo que representó el 13% del total de defunciones en el país. Por género, el 49% de las mujeres mayores de 20 años y el 51% de los hombres padecían esta enfermedad (INEGI, 2022).

En cuanto a las entidades federativas, las tasas de mortalidad más altas en 2021 se registraron en Puebla (15.7), Veracruz (15.6) y Tlaxcala (14.5). Por el contrario, los estados con las tasas más bajas fueron Baja California Sur (5.1), Sinaloa (5.8) y Quintana Roo (5.9) (INEGI, 2022).

En el ámbito del monitoreo y control de los niveles de glucosa en sangre, los medidores de glucosa desempeñan un papel fundamental, ya que permiten analizar y registrar la cantidad de glucosa presente en el organismo. Estos dispositivos son útiles para evaluar la eficacia de los medicamentos prescritos, así como para entender cómo los alimentos consumidos y la actividad física realizada influyen en los cambios necesarios para alcanzar un adecuado control glucémico. Generalmente, los medidores de glucosa constan de tres componentes principales:

1. Lanceta. Aguja empleada para obtener una gota de sangre, ya sea del dedo o de otra parte del cuerpo.
2. Tira de prueba. Superficie donde se deposita la muestra de sangre que será analizada.
3. Solución de control o líquido. Sustancia utilizada para verificar el correcto funcionamiento del medidor (U. S. Food and Drug Administration FDA, 2018).

Sin embargo, existen ciertos inconvenientes comunes que afectan la precisión de las mediciones. Entre ellos destacan la insuficiencia en el tamaño de la muestra obtenida, el uso de tiras reactivas en mal estado, ya sea por un almacenamiento inadecuado o porque estas han sobrepasado su fecha de expiración, y la falta de un mantenimiento preventivo regular en los equipos.

Además, es fundamental emplear las tiras reactivas específicas para cada modelo de glucómetro, dado que cada dispositivo cuenta con componentes diseñados exclusivamente para su funcionamiento. Estas complicaciones pueden comprometer de manera significativa la exactitud de los resultados obtenidos (Mayo Clinic, 2022).

Dado lo anteriormente expuesto, así como las graves consecuencias que esta enfermedad puede generar en los individuos, resulta indispensable disponer de dispositivos de monitoreo de glucosa que demanden poco o nulo mantenimiento y cuya operación sea de fácil interpretación. Esto facilita a los pacientes el acceso a información precisa y necesaria para un manejo eficaz de su

condición, una interfaz que sea más intuitiva que las ya existentes y que cuente con un apoyo visual al que la mayoría de la población está acostumbrada, un color verde para valores considerados dentro de lo ideal, un amarillo para aquellos valores que se alejen un poco de esta zona y que por ende se consideren en el límite de lo permisible y finalmente un rojo para valores considerablemente fuera de lo ideal y que por ende presentan un riesgo para el usuario.

Asimismo, es importante considerar un dispositivo que tenga la capacidad de trabajar con más de una sola tira reactiva, diferente a como lo hacen la mayoría de los que se encuentran en el mercado. Un dispositivo que no tenga una tira propia y que en contraste sea capaz de realizar una medición con las que ya existen, facilita la obtención de tiras funcionales para el dispositivo sin el riesgo de no encontrar la tira reactiva adecuada para cada uno de los dispositivos.

1.1 ANTECEDENTES

A lo largo de los años, se han propuesto varias alternativas para lograr la medición de la glucosa en la sangre con el propósito de tener un mejor control de la enfermedad. Inicialmente, se sabía que el páncreas es el principal regulador de la glucosa en el organismo gracias a Oskar Minkowski en 1889 y debido a esto, se llevó a cabo el desarrollo de los análisis de orina para poder estudiar el nivel de azúcar en la sangre. Posteriormente, se fueron descubriendo diferentes maneras de medir la glucosa en la sangre, como la primera prueba casera en 1925 la cual se realizaba mezclando la orina con una solución especial que debía reaccionar al calor cambiando de color. Se continuó midiendo a través de la orina, y esto se puede comprobar debido a que en el año de 1940 se desarrolló un tipo de insulina de acción prolongada utilizada para mezclarse con unas tabletas y así crear una nueva prueba de glucosa en la orina (DiabeWeb, 2019). Llegados a dicho punto, se siguió trabajando en este ámbito de estudio, pues en 1956 ya solo bastaba con que las personas sumergieran un copito en la orina para identificar los niveles de azúcar en la sangre, sin embargo, este método de medición se consideró muy poco confiable, por lo que se decidió utilizarlo para comenzar un nuevo ámbito de investigación, la medición de glucosa a través de una muestra de sangre.

A través de la investigación se llegó a la conclusión que hacer el análisis por medio de la sangre es más efectivo debido a que la glucosa se presenta con una mayor concentración dentro del torrente sanguíneo, lo que facilita el realizar la medición y contribuye a tener un resultado más preciso, esto en comparación con los otros dos métodos que se tenían con anterioridad, como era la muestra de orina y de saliva, donde la glucosa se presenta de una manera muy escasa, ya que la glucosa que se presenta en la orina es la glucosa considerada sobrante por los riñones, y por esto la desecha (MedlinePlus, 2024).

La siguiente tabla muestra de manera resumida los medidores de glucosa que son considerados los mejores en el mercado hasta el momento según (Mejores Glucómetros, 2025). Asimismo, se incluye una breve descripción de las características principales y la razón por la que cada medidor destaca entre los demás. Finalmente se presentan las principales ventajas y desventajas de cada producto, las cuales servirán como orientación para encontrar el área de oportunidad en la que se centrará.

Tabla 1.1 Comparación entre los glucómetros más presentes en el mercado.

Dispositivo medidor de glucosa	Descripción	Ventajas	Desventajas	Representación gráfica
VivaCheck Ino	<p>El kit de pruebas de diabetes VivaChek puede funcionar dentro de $\pm 9,8\%$ de los valores de laboratorio más del 95% del tiempo, lo que supera con mucho el estándar ISO 15197: 2015.</p> <p>El medidor de azúcar en sangre VivaCheck puede marcar los resultados antes y después de las comidas que se pueden almacenar durante un promedio de 7, 14 y 30 días.</p>	<p>Accesibilidad económica: Excelente relación calidad-precio</p> <p>Memoria amplia: Ideal para quienes desean analizar tendencias de sus niveles de glucosa a lo largo del tiempo</p> <p>Precisión y confianza: Resultados consistentes.</p>	<p>Accesorios limitados: Incluye pocas tiras reactivas en comparación, lo que aumenta el costo a largo plazo.</p> <p>Funciones básicas: Carece de conectividad bluetooth o integración de apps</p> <p>Tiempo de medición:</p>	
Accugence 3 en 1	<p>Contiene un medidor multifunción 3 en 1. Este es el sistema de monitoreo multifuncional.</p> <p>Prueba múltiples parámetros con resultados de prueba confiables, que incluyen Glucosa, Ácido úrico y Cetona.</p> <p>La tira reactiva adopta la tecnología de deshidrogenación de glucosa, los resultados de la prueba no se ven afectados por la concentración de oxígeno en la sangre y los resultados son más precisos.</p>	<p>Versatilidad: Un único dispositivo para tres parámetros esenciales.</p> <p>Fácil manejo: Interfaz intuitiva y expulsión automática de tiras.</p> <p>Amplitud de análisis: Funciona en diversos rangos de hematocrito y temperaturas.</p>	<p>Precio elevado de tiras: Especialmente para cetona y ácido úrico</p> <p>Dependencia de calibraciones específicas: Solo son compatibles con tiras ACCUGENCE</p>	

<p>Sinocare iCan i3</p>	<p>Emplea sensores con tecnología de vanguardia, asegurando mayor protección contra interferencias, para que disfrute de monitoreo de glucosa en sangre preciso y confiable.</p> <p>Emplea un diseño de sensor y transmisor integrados, facilitando el uso. Inserción de aguja suave y flexible para mayor comodidad de uso. Un uso permite 15 días de monitoreo continuo.</p>	<p>Monitoreo continuo: Sin punciones frecuentes.</p> <p>Datos precisos: Compatibles a través de la aplicación propia.</p> <p>Compatible con estilos de vida activos: gracias a su diseño impermeable.</p>	<p>Precio elevado: Sensores costosos en comparación con dispositivos tradicionales.</p> <p>Compatibilidad limitada: Solo funciona con accesorios Sinocare.</p>	
<p>Sinocare Safe AQ UG</p>	<p>El kit incluye monitor de ácido úrico de glucosa en sangre Sinocare Safe AQ UG, tiras de prueba de glucosa en sangre x 50, tiras de prueba de ácido úrico UG 50, lanceta x 100, dispositivo de recolección de sangre sin dolor, estuche de transporte y manual.</p>	<p>Pruebas rápidas y fiables.</p> <p>Sin necesidad de calibración manual.</p> <p>Dispositivo accesible y portátil.</p>	<p>Puede requerir de tiras específicas, limitando la compatibilidad.</p> <p>Opciones de conectividad limitadas en comparación con modelos avanzados.</p>	
<p>EUROPAPA BG-710</p>	<p>El medidor de glucosa en sangre EUROPAPA BG-710 se puede medir insertando tiras reactivas de glucosa en sangre, el dispositivo no requiere codificación adicional y la lectura del resultado solo toma 5 segundos.</p>	<p>Fácil de usar: Ideal para personas mayores o usuarios primerizos gracias a su interfaz intuitiva.</p> <p>Precisión garantizada: Tecnología que reduce la interferencia en las mediciones.</p> <p>Portabilidad: Perfecto para usar en casa o fuera de ella.</p> <p>Accesible: Asequible en comparación con otras</p>	<p>Dependencia de tiras específicas: Solo compatible con las tiras reactivas de la marca EUROPAPA.</p> <p>Funciones limitadas: No incluye conectividad Bluetooth ni sincronización con aplicaciones.</p>	

	Alta precisión, monitoreo mediante tecnología de enzima FDA-GDH, medición precisa y lectura rápida.	opciones en el mercado, sin sacrificar calidad.		
Sinocare Safe AQ Voice	Dispositivo de punción ajustable, puede ajustar la profundidad para pinchar el dedo (generalmente 2-4). Después de terminar la prueba, presione los botones de eyección del glucómetro y el dispositivo de punción para quitar la tira sólida y la lan., no tiene que tomarlos manualmente.	<p>Accesibilidad mejorada: Gracias a su guía por voz.</p> <p>Rápida medición: y precisión garantizada.</p> <p>Diseño ergonómico: y práctico para transporte.</p> <p>Compatibilidad universal: con unidad de medida estándar.</p>	<p>Puede no ser ideal para quienes prefieren dispositivos silenciosos.</p> <p>No ofrece conectividad con aplicaciones móviles para análisis avanzado.</p>	
Sinocare Safe AQ Smart	<p>Las tiras reactivas tienen tecnología avanzada y estabilidad, por lo que no tiene que preocuparse por resultados erróneos debido a cambios en el oxígeno de la sangre.</p> <p>Tiras reactivas sin código (calibración automática), tiempo de prueba de 5 s.</p> <p>Se opera con un botón, diseñado para que los usuarios controlen glucosa en sangre de manera conveniente y rápida.</p>	<p>Tiras sin código, simplificando el proceso.</p> <p>Almacenamiento de datos que facilita el seguimiento del proceso.</p> <p>Diseño ergonómico y portátil.</p> <p>Tiempo de prueba rápido y muestras mínimas.</p> <p>Precio accesible en comparación con otros dispositivos similares.</p>	<p>No incluye tecnología bluetooth o conectividad con aplicaciones móviles.</p> <p>Las instrucciones pueden no estar disponibles en todos los idiomas.</p>	

A partir de las características de los glucómetros analizadas en la tabla, se concluye que la mejor área de oportunidad para mejorar los medidores de glucosa ya existentes en el mercado se encuentra tomando como referencia dispositivos como el Sinocare Safe AQ Smart, Accugence 3 en 1, VivaChek Ino y Europapa BG-710. Así mismo, en vista de lo que muestra la tabla, se infiere que las siguientes áreas de oportunidad pueden mejorar los medidores de glucosa:

1. Compatibilidad con las tiras reactivas. Después de realizar un análisis, se observó que cada dispositivo tiene tiras reactivas propias. Por ello, un avance significativo el

desarrollo de un dispositivo capaz de leer al menos las tiras reactivas más comunes en el mercado. Esto representa un gran beneficio para los usuarios que enfrentan dificultades para acceder a tiras específicas o que se interesan por explorar otras opciones sin la necesidad de adquirir un paquete completo que incluya un medidor de glucosa. De esta forma, se podría lograr una medición más precisa y completa al comparar los resultados de diferentes mediciones con diversas tiras reactivas.

Investigando al respecto se encontró que existe una gran variedad de tiras reactivas, algunas muy diferentes entre ellas, por lo que sería complicado elaborar un dispositivo capaz de leerlas a todas. Sin embargo, existen algunas otras que son similares, en especial en parámetros específicos como el número de electrodos, su distribución, la diferencia de potencial en la que reaccionan y el cómo detectan la inserción de una tira reactiva. Estas son las características que proveen la pauta para realizar un dispositivo capaz de aprovechar las similitudes para leer diferentes tipos de tira reactiva.

2. Mejora en la interpretación de los resultados. Se hace notar que resultaría de utilidad el contar con un dispositivo que a la vez pueda cuantificar el nivel de glucosa, así como de indicar si el nivel detectado está dentro de los límites recomendados. En otras palabras, se busca la mejora en la usabilidad del dispositivo mediante la generación de resultados de fácil interpretación, en donde se muestre el resultado junto con una escala de colores, dependiendo del resultado obtenido, para que la lectura de los resultados sea mucho más deductiva, así como mucho más llamativa. Este enfoque contribuiría a mejorar el monitoreo y control de la enfermedad, fortaleciendo la capacidad de los pacientes para gestionar su condición de salud de forma autónoma y eficiente.

Para lograr esto se utilizará un sistema de colores al que la mayoría de las personas se encuentra acostumbrado, verde, amarillo y rojo. Un sistema bastante común y que todos tienen entendido que significa cada uno de los colores, en donde el verde significa que el valor es el esperado, amarillo para indicar que el valor de medición se encuentra un poco fuera de lo común pero que no llega a ser peligroso, sino que significa precaución, y finalmente un rojo que se utiliza para indicar que el valor obtenido no es el ideal y que debería de tener mas cuidado o incluso comunicarse con su medico.

1.2 DESCRIPCIÓN DEL PROBLEMA

El manejo adecuado de la diabetes depende, en gran medida, del monitoreo constante y correcto de los niveles de glucosa en sangre. Para ello, los glucómetros son herramientas fundamentales, y su efectividad está directamente relacionada con la interpretación precisa de los resultados y el acceso a los insumos esenciales para su funcionamiento. Sin embargo, existen retos significativos que limitan el aprovechamiento óptimo de estos dispositivos.

En primer lugar, aunque existen iniciativas como los cursos impartidos por la Asociación Mexicana de Diabetes, cuyo objetivo es formar educadores especializados que ayuden a los pacientes y sus familias a prevenir y controlar la diabetes (Asociación Mexicana de Diabetes, 2023), una de las principales dificultades radica en la correcta interpretación de los resultados obtenidos a través del glucómetro. La mayoría de los dispositivos disponibles en el mercado presentan los resultados únicamente en formato numérico, sin ofrecer indicadores adicionales que faciliten su comprensión para usuarios no especializados. Esto puede dificultar la toma de decisiones acertadas y el manejo efectivo de la enfermedad.

En segundo lugar, cada glucómetro está diseñado para funcionar exclusivamente con tiras reactivas propias, lo que limita su uso a un único sistema y dificulta el acceso a insumos compatibles, especialmente en situaciones donde ciertas tiras son escasas o inaccesibles. Esta dependencia incrementa los costos y reduce la flexibilidad para el usuario, afectando la continuidad del monitoreo y, en consecuencia, el control adecuado de la diabetes.

Ante estos desafíos, se propone el desarrollo de un prototipo de glucómetro que aborde estas problemáticas desde dos perspectivas clave:

1. Mejora en la interpretación de resultados: Diseñar una interfaz que permita a los usuarios interpretar los resultados de manera intuitiva, integrando elementos visuales como códigos de colores, sin excluir la precisión cuantitativa necesaria para el diagnóstico médico. Este enfoque facilitará el entendimiento de los valores obtenidos, incluso para quienes carecen de conocimientos especializados en el tema.
2. Compatibilidad con diversas tiras reactivas: Crear un glucómetro capaz de leer diferentes tiras reactivas disponibles en el mercado, priorizando aquellas que comparten características técnicas comunes. Esto reduciría la dependencia de un sistema específico, mejoraría la accesibilidad para los usuarios y disminuiría los costos asociados al monitoreo.

Este enfoque busca no solo resolver las limitaciones actuales de los glucómetros, sino también ofrecer una solución práctica, accesible y eficiente que contribuya al manejo efectivo de la diabetes.

1.3 JUSTIFICACIÓN

Como se sabe, gran parte de la población mexicana padece de diabetes, específicamente y de acuerdo con la IDF (International Diabetes Federation), se estima que 14 millones de adultos mexicanos viven con diabetes (García, 2022). Asimismo, la INEGI publicó en enero de 2022 en el comunicado de prensa núm. 24/22 en México, que durante el periodo de enero-junio, se registraron 74,418 casos de muerte a causa de la diabetes, lo que corresponde a casi el 13% de las defunciones en el primer semestre del año (INEGI, 2022).

Una de las principales limitaciones para un control efectivo de la diabetes radica en la interpretación de los resultados obtenidos con los glucómetros. La mayoría de los dispositivos actuales presentan valores numéricos que pueden ser confusos para los usuarios, especialmente aquellos que no cuentan con conocimientos técnicos o médicos. Esta dificultad puede llevar a un manejo inadecuado de la enfermedad y al riesgo de complicaciones graves.

Además, los glucómetros disponibles en el mercado funcionan exclusivamente con tiras reactivas diseñadas para sistemas específicos, lo que reduce su adaptabilidad y accesibilidad. Esta limitación representa un desafío particularmente para personas que tienen dificultades para obtener insumos específicos o necesitan flexibilidad para utilizar tiras de diferentes marcas.

Es por esto que se busca desarrollar un glucómetro que aborde estos problemas desde dos perspectivas fundamentales: la facilidad en la interpretación de los resultados, incorporando una presentación cualitativa y cuantitativa; la compatibilidad con diversas tiras reactivas, permitiendo realizar mediciones independientes del sistema original de las tiras disponibles.

Esta propuesta busca garantizar que los glucómetros sean herramientas más accesibles, intuitivas y eficaces, facilitando así el control y la prevención de complicaciones derivadas de la diabetes. Con esta mejora, se espera contribuir a la calidad de vida de los pacientes y al fortalecimiento de las estrategias de prevención y manejo de esta enfermedad en México.

1.4 HIPÓTESIS Y OBJETIVOS

1.4.1 HIPÓTESIS

El desarrollo de un circuito electrónico especializado permitirá la creación de un dispositivo capaz de medir con precisión la concentración de glucosa en fluidos líquidos, independientemente de la marca de las tiras reactivas utilizadas e incorporará un sistema eficiente para interpretar los niveles obtenidos.

1.4.2 OBJETIVO GENERAL.

Diseñar un dispositivo medidor de glucosa basándose en los ya existentes en el mercado, implementando características que permitan a los usuarios la facilidad de comprensión de los resultados al momento de la medición y sea capaz de adaptarse a las diferentes tiras reactivas que se encuentran actualmente en el mercado.

1.4.3 OBJETIVOS PARTICULARES.

1. Diseñar un circuito electrónico capaz de generar la señal eléctrica correspondiente a partir de un transductor electroquímico.
2. Estudiar y analizar el comportamiento del circuito electrónico diseñado bajo condiciones controladas para comprobar su efectividad y estabilidad.

3. Elaborar algoritmo de procesamiento de datos, para que, por medio de la información obtenida del circuito electrónico, permita determinar el nivel de glucosa presente en una muestra de solución base.
4. Evaluar los aspectos dinámicos del sistema en entornos con baja regulación, con el propósito de minimizar posibles fallos.
5. Plantear diferentes alternativas para la visualización efectiva de la concentración de glucosa, considerando aspectos ergonómicos y el funcionamiento del circuito electrónico, para facilitar la interpretación del resultado.
6. Proponer un diseño de prototipo integrando el sistema de visualización y el circuito electrónico, tomando en cuenta la ergonomía.
7. Analizar el desempeño del prototipo en un entorno poco controlado, a fin de detectar errores en condiciones reales de operación.

1.5 PLANTEAMIENTO GENERAL DEL PROYECTO.

El planteamiento general se proyecta en 3 etapas como se puede observar en la Figura 1.1.



Figura 1.1 Planteamiento general del problema.

1. Diseño del circuito electrónico. Se realizará la búsqueda pertinente, para que a partir de las configuraciones base de circuitos electrónicos basados en amplificadores operacionales, pueda diseñarse el circuito base, a fin de obtener la señal eléctrica generada por la reacción química en el biosensor con la solución colocada en éste.
2. Diseño del sistema de visualización. Una vez obtenida la señal eléctrica, se diseñará el sistema de cuantificación y visualización del resultado, nivel de glucosa, tomando en cuenta que la interfaz diseñada cumpla con las funciones de estética apropiados para un dispositivo médico.
3. Diseño del dispositivo. Una vez diseñados tanto el sistema de visualización como el circuito electrónico necesario, se realizará el diseño del dispositivo que contenga a éstos tomando en cuenta la ergonomía y facilidad de uso del mismo, empleando los conceptos basados en el diseño centrado en el usuario.

2. MARCO TEÓRICO

2.1 DIABETES.

La diabetes es una condición metabólica crónica que provoca un aumento en los niveles de azúcar en la sangre. Con el tiempo, esta alteración puede causar daños significativos en el corazón, los vasos sanguíneos, la visión, los riñones y el sistema nervioso.(Organización Panamericana de la Salud OPS, 2022).

Existen 3 tipos de diabetes, entre las que se encuentran, la diabetes tipo I, la diabetes tipo II y la diabetes gestacional. La diabetes tipo II es la más común entre la población, sin embargo cada una cuenta con características propias, así como tratamientos específicos para cada una de ellas:

Diabetes Tipo I .- Se cree que la causa de la diabetes tipo I es una reacción autoinmunitaria (el cuerpo se ataca a sí mismo por error) y no se tiene una manera de prevenirla. Esta reacción impide que su cuerpo produzca insulina, por lo que las personas que tienen diabetes tipo I necesitan recibir insulina todos los días para sobrevivir. Los síntomas de la diabetes tipo I suelen aparecer rápidamente y por lo general se diagnostica en niños y adultos jóvenes, pero se puede diagnosticar en personas de cualquier edad.

Diabetes tipo 2.- Se da debido a que el cuerpo no usa la insulina adecuadamente o no puede mantener el azúcar en la sangre a niveles normales. La diabetes tipo II se va produciendo a lo largo de los años y generalmente se diagnostica en adultos (pero cada vez más en niños, adolescentes y adultos jóvenes). Puede que no se note ningún síntoma; por lo tanto, es importante monitorear los niveles de azúcar en la sangre si es propenso a tener este tipo de diabetes.

Diabetes gestacional . - La diabetes gestacional ocurre en mujeres embarazadas que nunca habían tenido diabetes. En estos casos el bebé podría estar en mayor riesgo de presentar complicaciones de salud. Este tipo de diabetes por lo general, desaparece después de que nace el bebé. Sin embargo, aumenta el riesgo de que tanto la mamá como el bebé presenten diabetes tipo 2 más adelante. (CDC, 2021)

Aún no se comprende completamente la etiología de la mayoría de los tipos de diabetes. En todos los casos, la glucosa se acumula en el torrente sanguíneo debido a la producción insuficiente de insulina para degradarla.

Tanto la diabetes tipo 1 como la tipo 2, pueden ser el resultado de una combinación de factores genéticos y ambientales. Algunos factores de riesgo que pueden influir en el desarrollo de la enfermedad son:

- Mutaciones genéticas.
- Enfermedades hormonales.
- Lesiones o extracción del páncreas.
- Sobre peso, obesidad y resistencia a la insulina.

- Malos hábitos alimenticios. (Mayo Clinic, 2023)

La diabetes es diagnosticada por los médicos mediante una revisión de glucosa sanguínea, y existen 3 métodos para hacerlo:

- Una prueba rápida de glucosa en ayuno.- Para esta es necesario no ingerir bebidas o alimentos (exceptuando agua) al menos por 8 horas antes. Esto debido a que la comida puede afectar considerablemente el azúcar sanguínea.
- Una prueba de glucosa random. - Esto significa que se puede tomar una muestra a cualquier hora del día, independientemente de si se ha comido o no.
- A1c . - Esta prueba es una de las más precisas ya que provee un promedio de la glucosa en la sangre de los últimos 2 meses, en donde se puede observar cómo se comportó la sangre en este periodo de tiempo.

Las afecciones crónicas asociadas a la diabetes se desarrollan gradualmente. A medida que la enfermedad persiste y el control de los niveles de glucosa es deficiente, aumenta significativamente la probabilidad de sufrir complicaciones. Con el tiempo, estas alteraciones pueden derivar en discapacidades graves e incluso representar un riesgo para la vida.

Algunas complicaciones incluyen las siguientes:

1. Enfermedades cardíacas y de los vasos sanguíneos (cardiovasculares)

La diabetes incrementa significativamente la probabilidad de desarrollar afecciones cardíacas. Entre ellas se encuentran la enfermedad coronaria, caracterizada por episodios en angina de pecho, el infarto de miocardio, el accidente cerebrovascular y el estrechamiento de las arterias.

2. Daño a los nervios por diabetes (neuropatía diabética).

Los niveles elevados de glucosa pueden comprometer la integridad de los vasos sanguíneos de pequeño calibre (capilares) responsables de nutrir los nervios, particularmente en las extremidades inferiores. Esto puede generar sensaciones de hormigueo, entumecimiento, ardor o dolor, que suelen iniciarse hacia regiones superiores.

3. Daño a los riñones por diabetes (nefropatía diabética).

Los riñones albergan una vasta cantidad de estructuras capilares denominadas glomérulos, encargados de depurar los residuos presentes en la sangre. La diabetes puede comprometer este complejo mecanismo de filtración.

4. Daño a los ojos por diabetes (retinopatía diabética).

La diabetes puede comprometer la integridad de los vasos sanguíneos oculares afectando su función y potencialmente derivar en ceguera.

5. Daños en el pie.

El daño en los nervios de los pies o el flujo sanguíneo insuficiente a los pies aumenta el riesgo de muchas complicaciones, entre las que se encuentra el llamado pie diabético.

6. Deterioro de la audición.

Los problemas de audición son más frecuentes en las personas que tienen diabetes. (Mayo Clinic, 2022)

Los síntomas de la diabetes pueden manifestarse de manera repentina. Sin embargo, en el caso de la diabetes tipo 2, los síntomas suelen ser leves y pueden pasar desapercibidos durante años antes de ser detectados.

Entre estos síntomas incluyen sentimiento de sed abundante, necesidad de orinar más frecuentemente de lo normal, visión borrosa, sentimiento de cansancio y pérdida de peso no intencional. (Organización Panamericana de la Salud OPS, 2022)

Dependiendo del tipo de diabetes, la regulación de los niveles de glucosa en sangre, el uso de insulina y el monitoreo continuo son elementos fundamentales en el tratamiento. Asimismo, mantener una alimentación equilibrada, un peso adecuado y una rutina regular de actividad física contribuyen significativamente al control de la enfermedad.

Existen tratamientos que se pueden utilizar para todo tipo de diabetes, y tiene que ver con los cuidados que lleva cada persona con respecto a mantener un cuerpo sano y saludable, sin entrar al uso de medicamentos. Entre estos tratamientos se encuentra una alimentación saludable, que ayudará a controlar los niveles de glucosa en la sangre. Una dieta rica en frutas, verduras, proteínas magras y cereales integrales, que son alimentos muy nutritivos y ricos en fibra, además de un bajo contenido en grasa y calorías.

De igual manera la actividad física es indispensable para mantener un cuerpo sano, y sus niveles de glucosa estables, todas las personas necesitan hacer actividades aeróbicas con regularidad. La actividad física disminuye el nivel de glucosa en la sangre al transportar el azúcar a las células, donde se usa para producir energía. La actividad física también hace que el cuerpo sea más sensible a la insulina, lo que significa que el organismo necesita menos insulina para transportar el azúcar a las células.

A pesar de todo lo mencionado anteriormente, cada uno de los tipos de glucosa tiene tratamientos específicos para la regulación de los niveles de glucosa en la sangre, debido a las particularidades de cada uno.

El tratamiento de la diabetes tipo I requiere la aplicación regular de insulina mediante inyecciones o el uso de una bomba de insulina. Además, es fundamental monitorear con frecuencia los niveles de glucosa en la sangre y calcular la cantidad de carbohidratos consumidos. En algunos casos, los pacientes pueden considerar el trasplante de páncreas o de células de los islotes como una posible opción de tratamiento.

Para la diabetes tipo II, el tratamiento se basa en modificaciones en el estilo de vida y una vigilancia continua de la glucosa en sangre. Dependiendo de la gravedad de la condición, se pueden utilizar medicamentos orales, insulina o una combinación de ambos para controlar al enfermedad de manera efectiva. (Mayoclinic, 2024)

2.2 MÉTODOS PARA LA MEDICIÓN DE LA GLUCOSA.

El método más común para la medición de la glucosa en sangre es a través de una muestra de sangre tomada en la yema de los dedos a través de un dispositivo llamado glucómetro, el cual muestra una medición precisa de los niveles de glucosa en sangre, sin embargo existen algunos otros métodos para realizar la medición.

Existen dos maneras de medir los niveles de glucosa en sangre:

- Prueba de azúcar en sangre. Mide el nivel actual de glucosa en sangre.
- Prueba A1C. Mide el nivel promedio de glucosa en sangre durante los últimos 2 o 3 meses. Esta prueba se realiza en un laboratorio.

El primer tipo de medición se puede llevar a cabo de diversas maneras, utilizando diferentes tipos de dispositivos y métodos, entre ellos están:

- Medidor de glucosa capilar:

Estos son los medidores más conocidos y más utilizados en la actualidad. El resultado de esta medición es instantáneo y para realizarla es suficiente con una muestra de una gota de sangre para tener en 5 segundos una cifra expresada en milímoles o en miligramos sobre decilitro (mg / dL que es la medida utilizada en México) del valor de glucosa en sangre.

- Medidor de glucosa continuo:

Estos son dispositivos que miden glucosa en líquido intersticial (entre las células) constantemente. Es una tecnología nueva y existen pocas opciones en el mercado sobre los dispositivos para hacer este tipo de medición.

La glucosa intersticial tarda un poco más en registrar los cambios, viéndolo de una manera de velocidad de detección, la glucosa capilar detectaría antes que la glucosa intersticial un cambio en la concentración de glucosa, debido a esto es mucho más recomendado tomar mediciones de glucosa capilar cuando las variaciones en la glucosa son constantes.

- Medidor de glucosa tipo flash:

Este es un punto medio entre los dos anteriores. Este no es un medidor continuo pero ofrece cifras cada vez que se realiza un escaneo. La medición tipo flash es en el líquido intersticial (igual que los MCG y a diferencia del muestreo convencional). En este tipo de medición también se coloca un sensor que al escanearse dará una cifra de glucosa (intersticial) y este se podrá

escanear cuantas veces quieras mientras el sensor esté colocado en el cuerpo, pero de igual manera tiene la misma desventaja que el medidor continuo, ya que no detecta los cambios bruscos de azúcar, para esto es mejor utilizar un medidor de glucosa capilar. (Gómez M., 2018)

Mientras que el segundo tipo de medición sólo tiene una manera de realizarse, un médico o profesional de la salud toma una muestra de sangre de una vena del brazo usando una aguja pequeña. Después de insertar la aguja, se extrae una pequeña cantidad de sangre y se coloca en un tubo de ensayo o frasco y se analiza en el laboratorio.

Una prueba de hemoglobina A1C (HbA1c) es una prueba de sangre que muestra cuál fue el nivel promedio de azúcar (glucosa) en los últimos dos o tres meses. Mediante el porcentaje de glóbulos rojos que tienen hemoglobina cubierta de glucosa.

Puede mostrar el promedio de nivel de glucosa de los últimos tres meses porque:

- La glucosa se adhiere a la hemoglobina mientras el glóbulo rojo esté vivo.
- Los glóbulos rojos viven alrededor de 3 meses. (MedlinePlus, 2022)

2.3 SENSORES ELECTROQUÍMICOS

La electroquímica es la ciencia que describe las interacciones entre química y electricidad, o los fenómenos químicos que se combinan con intercambios recíprocos de energía eléctrica. Es decir, la conversión de energía química en energía eléctrica y viceversa. (Alegret, Del Valle, & Merkoci, s.f.)

Esta ciencia analiza y describe las transformaciones de la materia en la escala atómica mediante cambios de carga electrónica que pueden controlarse mediante dispositivos eléctricos.

En general un sensor es un dispositivo que recibe y responde a una señal o estímulo. Un sensor electroquímico es un dispositivo químico que responde a cambios en el potencial como consecuencia de la presencia del analito.

Estos sensores convierten la información asociada con las reacciones electroquímicas, entre un electrodo y un analito, en una señal visible, ya sea cualitativa o cuantitativa, de modo que se puedan observar los resultados de la concentración del analito encontrado.

Para mejorar la selectividad del sensor, se emplean los biosensores con entidades biológicas ya sea con enzimas, anticuerpos, ácidos nucleicos, células, tejidos o microorganismos para lograr una detección más específica.

Un sensor electroquímico consta de los siguientes componentes:

- Membrana permeable al gas. - Este componente recubre el electrodo sensor y regula el flujo de moléculas de gas que alcanzan su superficie. Además, cumple una función esencial al impedir el paso de partículas no deseadas.
- Electrodo (ánodo). - Para una reacción eficiente con las moléculas de gas, el electrodo suele estar compuesto por metales como el platino u oro y actúa como transductor. El ánodo constituye el punto de entrada de la corriente en el electrodo.
- Electrodo (cátodo). - Representa el nodo de salida de la corriente en el electrodo.
- Electrolito. - El electrolito permite la reacción electroquímica y actúa como medio de transporte para la carga iónica entre los electrodos. (PST, s.f.)

En los biosensores electroquímicos se modifica la superficie electroactiva de los materiales biológicos que permiten el reconocimiento molecular. Entre los dispositivos electroquímicos utilizados están los sensores potenciométricos, como los electrodos selectivos de iones, los transistores de efecto de campo sensibles a iones y los sensores amperométricos. (Baeza, s.f.)

Los métodos electroanalíticos se basan en la medición del potencial eléctrico o de la corriente eléctrica dentro de una celda electroquímica que contiene al analito. Estas técnicas permiten el estudio preciso de las concentraciones del analito mediante la evaluación de las respuestas eléctricas generadas en la celda.

Los sensores electroquímicos están categorizados en varios tipos de sensores, entre los que se incluyen sensores potenciométricos, amperométricos, voltamétricos, impedimétricos, y conductimétricos. Cada tipo de sensor se basa en un principio electroquímico único para medir los parámetros como la concentración de iones, la respuesta de la corriente, conductividad, etc. Cada uno de los tipos de sensores electroquímicos, son los siguientes:

- Sensor potenciométrico. - Es una clase de dispositivo electroquímico que opera midiendo la fuerza electromotriz (EMF) o la diferencia de potencial entre una referencia y un electrodo de trabajo (WE) mientras opera en condiciones de una corriente insignificante. El potencial medido es directamente proporcional a la concentración o actividad de un ion en específico, generando una medición precisa basada en la ecuación de Nerst.
- Sensor amperométrico. - Son dispositivos analíticos diseñados para cuantificar la concentración específica de una especie electroactiva, mediante la detección de una corriente generada por la oxidación o reducción de un electrón bajo la aplicación de un potencial constante. El voltaje aplicado al electrodo de trabajo induce una reacción electrocatalítica redox con la participación del analito. La correspondencia entre la magnitud de la carga eléctrica y la cantidad de sustancia transformada durante la reacción electroquímica está gobernada por la ley de Faraday de la electrólisis.
- Sensor Voltamétrico. - Son dispositivos analíticos diseñados para medir las propiedades electroquímicas de una solución, analizando la respuesta de la corriente con respecto a una variación sistemática de un potencial. El principio detrás de estos sensores implica aplicar un potencial en el electrodo de trabajo que cambia con el tiempo, generando una

respuesta en la corriente que corresponde a la cambiante concentración de analito cerca de la superficie del electrodo.

- Sensor conductimétrico. - Cuantifican la concentración total de iones en una solución midiendo su conductividad eléctrica. Estos sensores funcionan aplicando una corriente alterna entre dos electrodos, y la conductividad medida es proporcional a la concentración iónica en la solución.
- Sensores impedimétricos. - Se aplica una pequeña corriente alterna a través de un electrodo de trabajo y un contraelectrodo a diferentes potenciales de WE vs. un electrodo de referencia para medir la corriente alterna resultante y así determinar la impedancia de una celda electroquímica.
- Sensor Coulumétrico. - Miden la concentración de analitos mediante la cuantificación del total de carga necesaria para completar una reacción electroquímica. Estos sensores conducen una reacción electroquímica induciendo una cantidad conocida de carga eléctrica a través de una muestra, convirtiendo por completo el analito a una composición química diferente. (Madadelahi et al., 2025)

Los sensores electroquímicos tienen un amplio espectro de aplicaciones y desempeñan un papel fundamental en diversas industrias. Entre sus aplicaciones se encuentran:

1. Procesos industriales. Son aplicados en el monitoreo de los niveles de pH, tasas de corrosión, y concentraciones químicas en los procesos industriales.
2. Aplicaciones biomédicas. El área de la salud es una de las aplicaciones más importantes para los sensores electroquímicos. Uno de los ejemplos más prominentes es el campo de los sensores de glucosa, ahora uno de los dispositivos más usados es para monitorear la glucosa en sangre para el cuidado de la diabetes.
3. Monitores ambiental. Los sensores electroquímicos son esenciales en el monitoreo del ambiente especialmente para la detección de contaminación y compuestos peligrosos. Estos sensores son utilizados para medir la concentración de metales pesados, pesticidas y contaminantes orgánicos en agua, suelo y aire.
4. Seguridad alimentaria. Son utilizados para detectar patógenos, venenos y alérgenos en la comida, garantizando la seguridad de los alimentos y sus regulaciones.
5. Aplicaciones emergentes. (Madadelahi et al., 2025)

2.3.1 POTENCIOSTATOS

Un potenciómetro es un instrumento electroquímico diseñado para controlar y medir el potencial y la corriente en sistemas que involucran procesos electroquímicos. Su función principal es regular el voltaje aplicado entre el electrodo de trabajo y el contraelectrodo, mientras mantiene la diferencia de potencial entre el electrodo de trabajo y el electrodo de referencia. Esta regulación se realiza mediante un circuito de retroalimentación de alta impedancia, que responde a las instrucciones de un generador de funciones predefinido. (Cardeña, Cercado, & Buitrón, 2019)

Desde una perspectiva funcional, el potenciómetro puede interpretarse como un elemento activo cuya finalidad es ajustar la corriente aplicada al electrodo de trabajo para alcanzar el potencial deseado en cada instante. Este proceso es clave en experimentos electroquímicos donde las interacciones entre corriente y potencial permiten analizar fenómenos como la transferencia de electrones, la cinética de reacciones y los mecanismos de corrosión.

Es importante destacar que la corriente generada por el potenciómetro no es arbitraria, sino que está directamente relacionada con los procesos electroquímicos que ocurren en el sistema. Químicamente, esta corriente representa el flujo de electrones necesario para mantener los procesos activos a un ritmo constante, de acuerdo con el potencial establecido. Por lo tanto, la respuesta medible del potenciómetro, es decir, la corriente, constituye un indicador crucial en la interpretación de los resultados experimentales. (Dincer & Bicer, 2018)

Además de su aplicación en experimentos científicos, los potenciómetros son herramientas indispensables en diversas áreas, como el desarrollo de sensores electroquímicos, la caracterización de materiales y el estudio de fenómenos corrosivos. Su diseño versátil y precisión los convierte en instrumentos esenciales para avanzar en la investigación y el desarrollo de tecnologías electroquímicas.

El potenciómetro es el instrumento que mantiene el potencial del electrodo de trabajo. La mayoría de las reacciones de corrosión ocurren dentro del rango de potencial de -2 a $+2$ V y el rango de corriente entre 1 y 106 μ A. Por lo tanto, el instrumento debe contar con un rango suficiente de potencial y corriente para suministrarlos en un electrodo estándar de cualquier tipo y forma.

Los potenciómetros modernos, controlados por computadora y habilitados con software, pueden realizar múltiples funciones, como aplicar potencial, monitorear corriente, almacenar datos, analizar datos y generar tendencias. (Papavinasam, 2021)

Un potenciómetro aplica un voltaje entre un par de electrodos y, simultáneamente, mide la corriente que fluye a través de una solución de un analito. El potenciómetro Gamry 3000 es de alto rendimiento Potentiostat/Galvanostat/amperímetro de resistencia cero (ZRA), el cual tiene una corriente máxima de ± 3 A y un voltaje máximo de ± 32 V.

El Potenciómetro Reference 3000 es un instrumento electroquímico de grado investigativo. Resulta especialmente útil cuando se requieren corrientes superiores al límite de 600 mA del modelo Reference 600. Las aplicaciones típicas de los potenciómetros incluyen la investigación en baterías, celdas de combustible y supercapacitores. (Facci, 2014)

También se utilizan en estudios de síntesis electroquímica, electrochapado y corrosión. Aunque puede aplicar y medir corrientes a nivel de amperios, también es un potenciómetro de señales pequeñas que puede trabajar con corrientes a nivel de picoamperios e incluso femtoamperios.

En general, estos dispositivos pueden operar como potenciómetro, galvanostato o amperímetro de resistencia cero (ZRA). El modo de apilamiento permite un control y/o medición precisa de los voltajes de apilamiento de baterías de hasta ± 36 V.

Algunos potenciómetros ofrecen dos configuraciones diferentes de voltaje de cumplimiento y corriente de cumplimiento. El usuario puede elegir operar el potenciómetro configurado para un cumplimiento de ± 1.5 A y voltajes de hasta ± 30 V, o configurarlo para operar a ± 3 A y voltajes de hasta ± 15 V. Esta configuración no puede cambiarse durante la ejecución de un experimento.

Un modo único de adquisición de datos mediante procesamiento de señal digital permite a los potenciómetros rechazar el ruido generado por el instrumento, la celda electroquímica y el entorno del laboratorio. En muchos casos, donde otros instrumentos requieren una celda dentro de un escudo Faraday para realizar mediciones precisas, los potenciómetros pueden utilizarse con la celda expuesta sobre una mesa de trabajo. (Doyle & Marsili, 2015)

Las características específicas del Reference 3000 incluyen:

- Rango automático de corriente de 11 décadas
- Aislamiento eléctrico respecto a tierra
- Configuraciones intercambiables de corriente y voltaje de cumplimiento
- Compensación iR por interrupción de corriente
- Filtrado tanto analógico como digital.

Existe un dispositivo complementario que se conecta al Reference 3000 para mejorar los rangos de medición. El Reference 30k Booster se utiliza para extender las mediciones electroquímicas de alta calidad a celdas de alta corriente. El Reference 30k Booster se emplea principalmente en sistemas con un Potenciómetro/Galvanostato/ZRA Reference 3000 de Gamry Instruments. No puede utilizarse con otros potenciómetros de Gamry ni con instrumentos de otros fabricantes.

Un sistema de prueba electroquímica compuesto por un Reference 30k Booster y un Potenciómetro Reference 3000 ofrece las siguientes características detalladas:

- Corrientes de hasta 30 A
- Potenciales de hasta 20 V
- Modos de operación como potenciómetro, galvanostato y ZRA
- Modos de operación con 2, 3 y 4 electrodos
- Un modo de paso directo que permite medir corrientes con una resolución tan baja como 1 μ A sin necesidad de mover cables.

El sistema es especialmente útil para estudios de espectroscopía de impedancia electroquímica (EIS). El rendimiento en EIS incluye:

- Mediciones precisas en frecuencias de 10 μ Hz a 300 kHz,

- Mediciones en tres modos de control: potencióstático, galvanostático y un modo híbrido único,
- Medición de impedancias desde $10 \mu\Omega$ hasta $10 \text{ k}\Omega$ sin cambiar las conexiones del sistema.

Un circuito de potenciómetro, se utiliza comúnmente para configurar el voltaje del electrodo de trabajo y medir la corriente resultante producida en un biosensor de glucosa amperométrico. El potenciómetro cuenta con tres electrodos: el contraelectrodo (CE), el electrodo de referencia (RE) y el electrodo de trabajo (WE), también conocido como electrodo sensor. (J. Wain & Dickinson, 2021)

El amplificador tiene una alta ganancia y una elevada impedancia de entrada, lo que permite que no fluya corriente hacia los pines de entrada y que la diferencia de potencial entre los pines de entrada sea prácticamente de 0 V.

Un voltaje, V_{in} , aplicado al pin “+”, dará como resultado una corriente de salida que fluye a través de la celda desde el CE hasta el WE, de manera que la diferencia de potencial desarrollada entre los electrodos de referencia y trabajo sea la misma que la aplicada al pin “+”, manteniendo así una diferencia de 0 V entre los pines de entrada. (BEng(Hons), 2015)

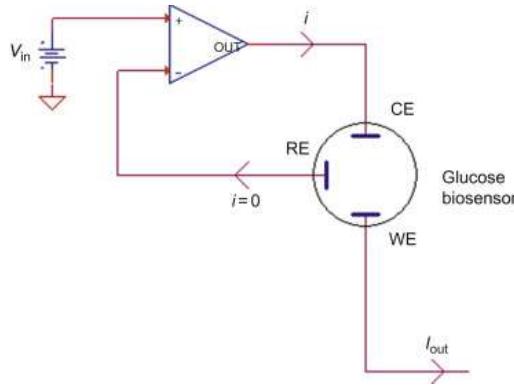


Figura 2.1. Circuito básico de un potenciómetro.

2.4 DESIGN THINKING

El Design Thinking es una metodología centrada en los usuarios para la innovación y resolución de problemas.

Los principios se basan fundamentalmente en las necesidades del usuario; la investigación de soluciones creativas con los medios adecuados; la inmersión e inspiración haciendo un trabajo de campo con las personas destinadas a usar el producto o servicio; la ideación del proceso de

pequeñas posibles soluciones, haciendo pruebas antes; e iteración, es decir poniendo a prueba con los destinatarios, obteniendo una retroalimentación para mejorar y hacer esto repetidamente hasta obtener un resultado efectivo.

Herbert Simon (1969) introduce conceptos fundamentales sobre el proceso de diseño y resolución de problemas en su libro “La ciencia de lo artificial”. Por otro lado, David Kelley (1991) co-funda la empresa de diseño IDEO y comienza a aplicar y popularizar el Design Thinking como una metodología práctica. Y finalmente, Tim Brown (2008) expande el concepto de Design Thinking en el ámbito empresarial y académico a través de sus escritos y liderazgo en IDEO.

El Design Thinking se estructura en varias fases clave, tales como la comprensión del usuario, la formulación precisa del desafío y la generación de ideas creativas, seguidas del prototipado y prueba. (DesignThinking, Comunidad Online, 2017).

El Design Thinking es no-lineal, un proceso iterativo que puede tener desde tres hasta siete fases, dependiendo de quien lo explique.

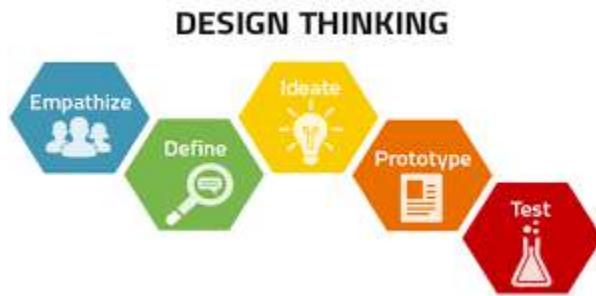


Figura 2.2 Etapas del “Design Thinking”.

Las cinco etapas del design thinking de acuerdo con d.school, son:

1. Empatía: En esta fase se busca comprender las necesidades, deseos y problemas del usuario. Se busca ganar una comprensión empática del problema que se está tratando de resolver. Consultar expertos para averiguar más sobre el área de preocupación y realizar observaciones para empatizar con los usuarios.
2. Definición del Problema: Basado en la información recopilada durante la fase de empatía para definir claramente el problema a resolver. Analizar las observaciones para definir los problemas que cada uno y su equipo han definido hasta este punto. Definir el problema y el planteamiento de problema se debe de hacer de una manera centrada en el ser humano. Por ejemplo, no se deberá definir el problema como propio deseo o necesidad de la

compañía, sino que se deberá plantear desde una percepción de las necesidades del usuario.

3. Ideación: Esta etapa se centra en generar una amplia gama de ideas y soluciones potenciales. Para esto hay cientos de técnicas que se pueden usar, así como una lluvia de ideas, la peor idea posible o SCAMPER. En donde las primeras dos opciones son técnicas usadas usualmente al inicio de esta etapa para estimular el libre pensamiento y expandir el área del problema. Esto permite generar tantas ideas como es posible desde un inicio. Sin embargo, se recomienda utilizar otro tipo de técnicas una vez avanzado el proceso de la tercera etapa, unas que permitan probar ideas y elegir las mejores para continuar con el proceso.
4. Prototipado: Aquí se crean modelos o prototipos de las soluciones propuestas. Estos prototipos incluso pueden ser examinados y probados por el equipo mismo, en algunos otros departamentos o incluso en pequeños grupos de personas ajenas al equipo. Esta es una fase experimental y la finalidad es encontrar la mejor solución a todos los problemas encontrados en las fases anteriores. Estas soluciones son implementadas en los prototipos y, una por una, son investigadas y después aceptadas, mejoradas o rechazadas basándose en la experiencia del usuario.
5. Prueba: Los prototipos se prueban y evalúan en condiciones reales para recoger la retroalimentación y realizar ajustes. Esta fase es crucial para identificar problemas prácticos y mejorar el diseño del dispositivo antes de su producción en masa. La finalidad es obtener un profundo entendimiento tanto del producto como del usuario. (Dam, R. F., 2025)

2.5 ESTRATEGIAS PARA EL DISEÑO BASADO EN EL USUARIO

El diseño centrado en el usuario constituye un enfoque metodológico orientado a la comprensión de las particularidades y necesidades del usuario. Este método tiene como objetivo desarrollar interfaces gráficas intuitivas y funcionales que optimicen la experiencia de uso. Asimismo, abarca una exploración de su origen, sus características distintivas y las técnicas que complementan su implementación. (Galeano, 2008)

El Diseño Centrado en el Usuario se menciona con frecuencia en el ámbito de la creación de productos usables; sin embargo, su aplicación práctica revela una falta de consenso sobre su definición precisa.

El Diseño Centrado en el Usuario, ha experimentado un notable aumento en su popularidad en los últimos años. Este enfoque se presenta como un proceso orientado al diseño de productos, principalmente software, que busca satisfacer las necesidades reales de los usuarios finales. No

obstante, el DCU constituye una filosofía de diseño cuya implementación práctica carece de una definición precisa y universal.

Para lograr que el Diseño Centrado en el Usuario (DCU) sea más eficaz y ampliamente adoptado, resulta fundamental establecer una definición más clara sobre su alcance y aplicación en el proceso de desarrollo. Una vez realizado este paso, la implementación del DCU en proyectos de desarrollo, así como el diseño de herramientas que faciliten su aplicación, se volverán procesos más accesibles y sencillos de ejecutar. (Sánchez, 2011)

Como primera aproximación, el término "Diseño Centrado en el Usuario" se utiliza frecuentemente en el contexto del desarrollo de productos de software y presenta dos interpretaciones distintas, aunque complementarias:

1. Desde un enfoque teórico, se entiende como una filosofía de diseño que se rige por ciertas características específicas.
2. Desde una perspectiva práctica, se define como un conjunto de métodos y técnicas implementados durante las distintas etapas del proceso de diseño.

En el ámbito del diseño de productos y servicios, la experiencia del usuario se define como la interacción directa y las percepciones generadas por los usuarios al utilizar un producto determinado. Este proceso involucra tanto las sensaciones como las evaluaciones que los usuarios desarrollan respecto al producto, siendo el objetivo principal de los diseñadores garantizar que esta experiencia sea placentera, positiva y satisfactoria. Una experiencia exitosa suele traducirse en la fidelidad del usuario hacia el producto.

Según Sim D'Hertefelt, arquitecto de medios interactivos establecido en Bélgica, la experiencia del usuario trasciende la mera funcionalidad y usabilidad de un producto. Este concepto incorpora también elementos de placer y diversión, reconociendo la importancia de generar emociones positivas en los usuarios durante su interacción con el producto. (Galeano, 2008)

Jacob Nielsen, consultor danés especializado en usabilidad, amplía el concepto de experiencia del usuario al incluir la dimensión de los "servicios". Según Nielsen, esta relación no se limita únicamente a la interacción entre el usuario y el producto, sino que abarca también las interacciones entre el usuario y el proveedor, destacando la importancia de una experiencia integral y coherente en todos los puntos de contacto. (Galeano, 2008)

Según Andrew Dillon, la experiencia del usuario puede comprenderse como la combinación de tres niveles fundamentales: la acción, que corresponde a lo que el usuario realiza; el resultado, que se refiere a lo que el usuario obtiene; y la emoción, que engloba los sentimientos y percepciones generados durante la interacción. En su análisis, Dillon divide la experiencia en los niveles de acción y resultado, haciendo hincapié en la importancia del componente emocional para entender la satisfacción y el impacto de la experiencia final. (Galeano, 2008)

Dan Saffer, en su obra *“Designing for Interaction”* publicada por la editorial New Riders, presenta cuatro metodologías fundamentales para iniciar el proceso de diseño de interfaces de usuario. Estas metodologías son herramientas versátiles que pueden aplicarse en la creación de una amplia gama de productos y servicios, desde sitios web y dispositivos electrónicos hasta servicios fuera del ámbito digital.

Las metodologías son:

1. **Diseño Centrado en el Usuario (DCU):** Este enfoque busca comprender las características específicas de los usuarios para integrarlas en la interacción y apariencia de la interfaz, con el objetivo de maximizar su eficacia y funcionalidad.
2. **Diseño centrado en la actividad:** En este caso, el enfoque no es hacia el usuario sino hacia el uso que éste hace del sistema, es decir, las tareas que desea realizar. Este diseño abandona el modelo iterativo tradicional del DCU y opta por un proceso donde las soluciones finales se derivan directamente de modelos precisos que reflejan las necesidades reales de los usuarios. (Constantine & Lockwood, 1999)
3. **Diseño de sistemas centrado en la tecnología:** Este enfoque, se dirigía principalmente a comunidades específicas, con el principio fundamental de que la eficiencia del producto debía ser el eje central del diseño. Los usuarios se adaptan al producto mediante el uso del mismo. Una vez superadas las barreras tecnológicas y socioculturales, los usuarios lograban apreciar la utilidad del producto en sus actividades laborales.
4. **Diseño genial:** Este método se fundamenta completamente en la experiencia y conocimientos del diseñador, quien toma decisiones de diseño basadas en su intuición y criterio profesional.

Según el autor, un diseñador competente debe ser capaz de adaptarse dinámicamente a estas aproximaciones, seleccionando las más adecuadas para cada contexto y, en ocasiones, combinándolas para abordar las necesidades específicas de un proyecto en particular. (Saffer, 2007)

El enfoque de las necesidades y expectativas de los usuarios es una de las estrategias fundamentales en el diseño basado en el usuario. La creación de un prototipo de glucómetro más intuitivo se fundamenta en comprender profundamente los requerimientos de los usuarios que dependen de este dispositivo para monitorear su salud.

Esto implica diseñar el dispositivo pensando en el usuario final más que en el producto o servicio mismo. Para lograrlo, se realizan investigaciones cuantitativas y cualitativas para identificar los desafíos a los que se enfrentan al interactuar con glucómetros convencionales. Una vez se tenga esta información, se crean prototipos y a través de pruebas con usuarios se evalúa la usabilidad y eficacia del diseño propuesto.

Consecuentemente, se estaría diseñando un dispositivo que no solo sea funcional, sino que también ofrezca una experiencia más accesible y comprensible, adaptándose a las necesidades de los usuarios y facilitando el monitoreo de glucosa y control de su salud.

El diseño centrado en el usuario es un proceso iterativo y continuo. A medida que se reciben comentarios y sugerencias de los usuarios, se pueden realizar mejoras constantes en el diseño del glucómetro. Este enfoque garantiza que el producto final satisfaga las necesidades iniciales y así mismo evolucione con el tiempo, adaptándose a nuevas demandas y mejorando la experiencia del usuario de forma continua.

Finalmente, al integrar analítica web en el proceso de diseño, es posible medir el éxito e impacto del glucómetro en los usuarios. Esta información permite identificar áreas de mejora y tomar decisiones basadas en los datos, optimizando así la experiencia del usuario y asegurando que el dispositivo cumpla con su propósito. (Canal, 2023)

3. METODOLOGÍA

3.1 CIRCUITO

El desarrollo del prototipo de glucómetro se fundamenta en el diseño de un circuito electrónico que integra los componentes necesarios para la medición de glucosa en sangre, mediante la amplificación y procesamiento de una señal proveniente de una reacción química o lo que se conoce como un proceso electroquímico.

Este proceso va desde la inserción de una gota de sangre en la tira reactiva, hasta la muestra del resultado dado por el dispositivo, siguiendo el proceso que lleva la información comienza por la oxidación de la glucosa en la muestra de sangre, lo cual genera una reacción química que libera electrones en forma de energía, los cuales son captados por los electrodos de la tira reactiva, y llevados a través del circuito, comenzando por un arreglo de amplificadores operacionales distribuidos para formar una serie de filtros y llevar a cabo correcciones a la señal para que esta sea leída por el microcontrolador.

Entre los circuitos utilizados en para el dispositivo de encuentran 4 amplificadores operacionales, y cada uno cumple una función específica para limpiar la señal, utilizando un filtro rectificador, un amplificador con ganancia alta para agrandar la señal, y un filtro inversor para mantener el valor de voltaje positivo, y finalmente un circuito sumador el cual se encarga de que el valor de voltaje no esté por debajo de 0.

A lo largo de este circuito se le van haciendo modificaciones a la señal para que el adc del microcontrolador que estamos utilizando, teniendo en cuenta que para que el ADC funcione de manera correcta la señal tiene que estar entre 0 y 5 V, además de ser positiva para que se lea de manera correcta y tener un resultado confiable.

Finalmente el microcontrolador realiza un reprocesamiento de la señal para realizar la conversión de los datos digitales a analógicos, y realizar una conversión dependiendo del valor leído en el ADC, todo esto mediante la programación de las líneas de código específicas para que realice esta tarea.

A continuación, se describen las etapas del proceso de diseño y construcción del circuito.

3.1.1 SELECCIÓN DE COMPONENTES

Se realizó un previo análisis para la selección de componentes de modo que se pudiera medir la concentración de glucosa en sangre basándose en un sistema electroquímico y para esto se eligió el siguiente material:

- 3 amplificadores LM741
- 1 amplificador TL082
- 7 resistencias de 100 kΩ
- 2 pilas de 9V
- 1 resistencia de 10 kΩ
- 1 pantalla OLED de 0.96 in
- 1 resistencia de 68 kΩ
- 1 diodo Zener 1N4001
- 1 microcontrolador PIC18F2550
- Tiras reactivas
- 1 protoboard
- Cable para protoboard
- 3 cables duponts macho macho

Se utilizó este material teniendo en cuenta que con ellos se llegaría a una etapa de modelado y simulación, sin llegar con ellos al prototipado, debido a que en el mercado existen mejores opciones de componentes que pueden ofrecer un mejor desempeño en este tipo de aplicaciones.

Sin embargo, para fines de realización de pruebas estos componentes son suficientes para determinar si el circuito responde de una manera apropiada.

3.1.2 DISEÑO DEL CIRCUITO

Inicialmente se diseñó un circuito para probar el comportamiento de las tiras reactivas, midiendo el voltaje generado a diferentes concentraciones de glucosa. Mediante este circuito se transformó y amplificó la señal recibida en el electrodo de trabajo para que quedara entre un rango de 0.6 V y 3.3 V ya que es el utilizado por el ADC (Analog to Digital Converter) del microcontrolador.

Para desarrollar el circuito fueron necesarios 4 amplificadores operacionales, entre ellos un TL082, como filtro de primera instancia, para luego utilizar un LM741 con una ganancia de 6.8

veces el voltaje obtenido del primer filtro para amplificar la señal y obtener un valor de voltaje lo suficientemente grande para ser leído después por el microcontrolador.

Siguiendo el circuito el siguiente amplificador operacional LM741, se utilizó para llevar a cabo un nuevo filtrado en el que se agrega un diodo Zener (Diodo rectificador) para tener una señal más limpia y sin dificultades al momento de hacer posteriormente el proceso digital.

Finalmente el último amplificador operacional realiza la función de sumador, en el que se le agregaron 0.6 V al voltaje final, para evitar que el resultado pueda estar en el rango de los voltajes negativos y tener un resultado confiable para leer.

El diseño del circuito está basado en un potenciómetro, el cual es el encargado de proporcionar un voltaje constante a la tira reactiva en el cual se llevará a cabo la reacción de la glucosa utilizando la glucosa oxidasa que se encuentra en el sitio reactivo de la tira. Sin embargo, para que el proceso se lleve a cabo correctamente es necesario asegurar el voltaje, utilizando un componente encargado de suministrar de manera constante el voltaje pero para fines prácticos y pruebas de laboratorio, esto se realizará físicamente con un divisor de voltaje.

La reacción química llevada a cabo en la tira reactiva otorga una corriente que se convertirá en voltaje a través del circuito, y llegará al ADC del microcontrolador para hacer la conversión y obtener el valor de glucosa en sangre basándose en el tamaño de la señal dada en la tira reactiva.

En la siguiente imagen (Figura 3.1) se muestra una simulación del circuito conectado, el cual se utilizó para determinar las conexiones correctas y tener una idea de cómo llevarlo a físico, para las pruebas en las que sería necesario un osciloscopio para medir la señal de salida y ver el comportamiento del circuito y la tira reactiva en conjunto.

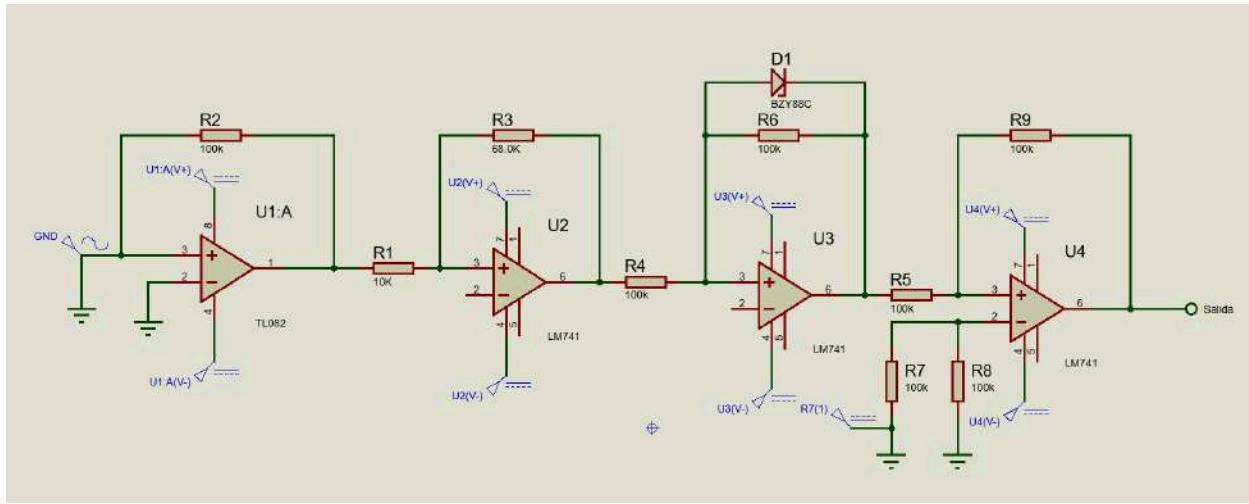


Figura 3.1 Simulación del circuito en Proteus.

En la figura 3.2 se muestra una imagen del circuito ya conectado en físico, montado en una protoboard y utilizando una conexión para la tira reactiva hecha manualmente, con 3 dupont macho-macho, de la cual se hablará a continuación.

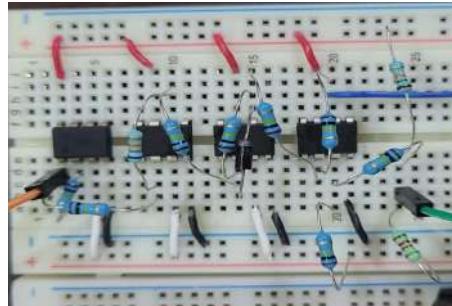


Figura 3.2 Circuito del potenciómetro montado físicamente.

Para la elaboración del conector, se necesitaron 3 dupont macho-macho, los cuales se unieron de un lado para que estos se mantuvieran fijos y funcionaran como un conector para la tira reactiva, por lo que se necesitó acomodar las tres puntas para que estuvieran haciendo contacto al mismo tiempo y tener una medición acertada de la tira reactiva, además de colocar una base rígida que sirviera para hacer presión entre los dupont y la tira reactiva.

En la siguiente imagen se puede observar el resultado del conector para la tira reactiva, el cual después se tuvo que rehacer, debido a que los dupont del primero se aflojaron y uno de ellos dejó de hacer contacto al momento de conectar la tira reactiva.

Cabe resaltar que cada uno de los dupont está destinado a un electrodo proveniente de la tira reactiva, en este caso son 3; trabajo, contraelectrodo y de referencia, los cuales desempeñan diferentes funciones dentro del circuito. El electrodo de trabajo es el encargado de recabar la información proveniente de la tira reactiva, en este caso la corriente eléctrica generada por la reacción química que se lleva a cabo entre la glucosa (Sangre) y la glucosa oxidasa (Tira).

El contraelectrodo es aquel que provee al circuito con el potencial esencial para que la reacción química se produzca de manera efectiva, en este caso 0.6 V, los cuales provienen de una divisor de voltaje y se conectan directamente a la tira reactiva, para que se desarrolle la reacción, y finalmente tenemos el electrodo de referencia, que como su nombre lo explica es aquel que está conectado directamente a tierra y se encarga de otorgar una referencia para la diferencia de potencial dada por el contraelectrodo y la que obtendrá el electrodo de trabajo.

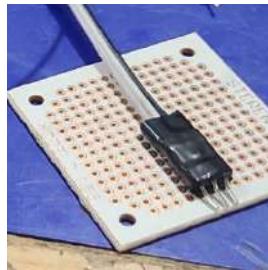


Figura 3.3 Conector a tira reactiva utilizado para las pruebas.

La siguiente parte del circuito se basa en el funcionamiento y uso final del usuario, se refiere a la parte digital del circuito, en la que se incluye la pantalla y los focos led utilizados para mostrar el resultado de la medición y otorgar al usuario una retroalimentación colorimétrica la cual será más fácil de interpretar que los números mostrados en la pantalla, pero que de igual manera son importantes para obtener una medición precisa.

El circuito y su elaboración se dividió en dos partes para facilitar las pruebas que se le harían, así como para corregir errores de una manera más eficaz y centrándose en menos componentes a la vez. Para esto se realizaron pruebas constantemente, asegurándose de que el circuito y cada paso estaba funcionando correctamente.

En la figura 3.4 se muestra una imagen de la segunda parte del circuito diseñado en simulación.

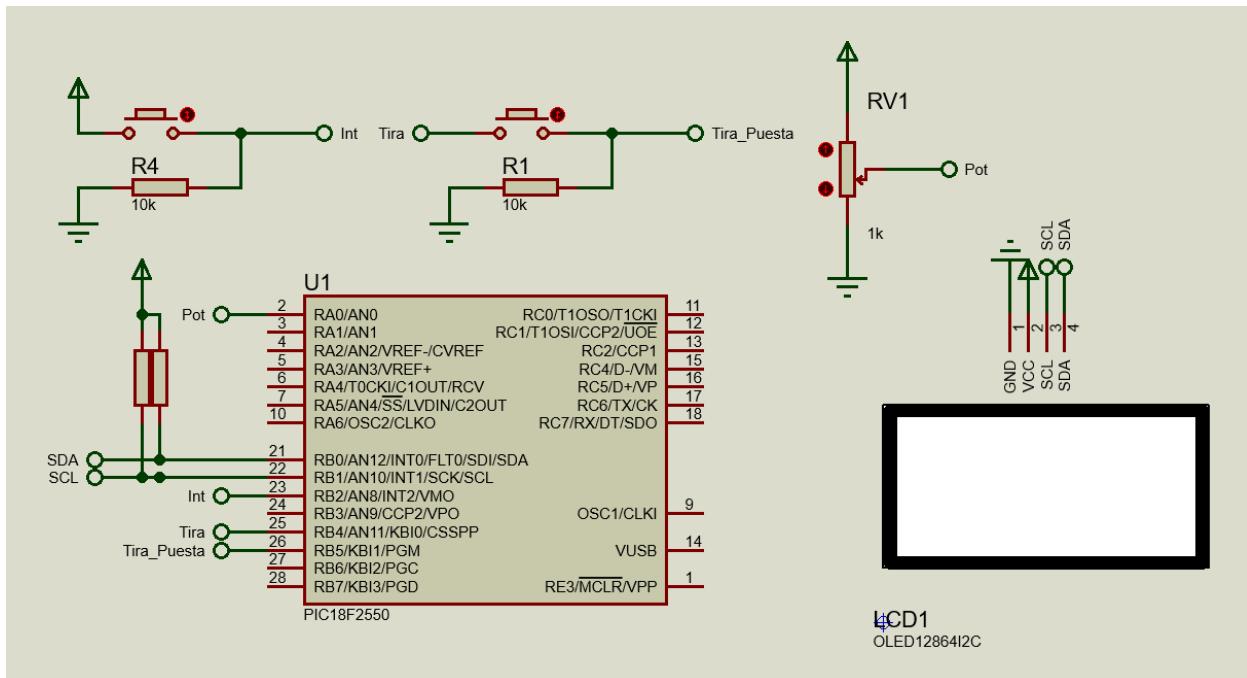


Figura 3.4 Simulación de la parte digital del circuito.

En esta parte digital se realiza un postprocesamiento de datos, la finalidad de este proceso es convertir el voltaje proveniente del circuito en un valor medible, obteniendo el valor de glucosa en sangre

3.1.3 PRUEBAS

Se realizaron diversas pruebas de laboratorio de modo que se pudiera observar el comportamiento de las tiras reactivas y el circuito, utilizando soluciones de glucosa a diferentes concentraciones. Se plantearon primero los valores de las concentraciones que abarcaran el rango usualmente utilizado para los glucómetros y con base en esto y el volumen, se realizó el cálculo para obtener los pesos de la glucosa.

$$25 \text{ ml} \left(\frac{1 \text{ dl}}{100 \text{ ml}} \right) = 0.25 \text{ dl} \quad \therefore \quad \text{peso (mg)} = \text{concentración} \left(\frac{\text{mg}}{\text{dl}} \right) (0.25 \text{ dl})$$

Dicho esto, para las soluciones se obtuvieron las diferentes cantidades de glucosa: 15 mg, 20 mg, 27.5 mg, 32.5 mg, 45 mg, 50 mg, 100 mg y 125 mg. Posteriormente, utilizando un buffer a pH de 7.45, ya que se está simulando el pH de la sangre, se afora en un matraz de 25 ml, de modo que se pudieran obtener finalmente las siguientes concentraciones: 60 mg/dl, 80 mg/dl, 110 mg/dl, 130 mg/dl, 180 mg/dl, 200 mg/dl, 400 mg/dl, 500 mg/dl.

A continuación se muestran las imágenes (Figura 3.5 a 3.12) de las concentraciones de glucosa aforadas respectivamente a 25 ml.

3.1.4 PROGRAMA

El código de programación se llevó a cabo a través del software CCS, un software diseñado para la programación de microcontroladores PIC. Este compilador contiene múltiples herramientas que permiten la sincronización con el software de simulación Proteus para el funcionamiento del circuito. Asimismo, se utilizan diversas librerías y funciones para la ejecución del código, las cuales se desglosan a continuación.

Lo primero que se coloca en el código son los parámetros a utilizar (Figura 16), en donde se define el microcontrolador que se utilizará, así como los bits necesarios para la conversión del ADC. También se incluye una línea en la que se especifica que el almacenamiento de los datos se lleva a cabo en la memoria RAM del microcontrolador, para no saturar el microcontrolador y pueda desarrollar sus funciones de manera correcta.

Dentro de estas primeras líneas también se establecen los parámetros de velocidad y los valores a definir para el uso del microcontrolador llamados fusibles, en donde se establecen algunos usos del microcontrolador, como la protección de lectura o el timer del perro guardián.

Finalmente se establece la velocidad a la que estará trabajando el microcontrolador y la comunicación con la pantalla OLED.

```

#include <18f2550.h>
#device adc = 10           // ADC de 10 bits
#fuses HS, NOWDT, NOMCLR... // Fusibles: Oscilador HS, sin Watchdog Timer
#use delay(clock=20M)       // Retardos con cristal de 20MHz
#use I2C(MASTER, SDA=PIN_B0...) // Configuración I2C para pantalla OLED

#include <SSD1306_OLED.c>    // Controlador OLED
#define SSD1306_I2C_ADDRESS 0x78 // Dirección I2C
#define Led Verde PIN_C0        // Asignación de pines
#define Led Amarillo PIN_C1
#define Led Rojo PIN_C2

#include <math.h>
#include <stdio.h>
#include <string.h>
#include <stdlib.h>

```

Figura 3.5 Parámetros y definiciones para la estructura del código.

La segunda parte del código contiene algunas definiciones que se utilizan dentro del código para que este se vuelva más sencillo. De igual manera tiene la definición de algunas librerías que serán necesarias para que trabaje de manera correcta al momento de hacer operaciones matemáticas o algunas conversiones de datos, como por ejemplo de numérico a caracteres, ya que es necesario para poder mostrar el resultado en pantalla.

Una de las librerías más importantes que se incluyen en este punto es la de la pantalla OLED. Esta librería es la encargada de controlar por completo la pantalla, así como proporcionar las funciones necesarias para poder hacer todo lo que se espera con la pantalla, como mostrar una imagen y utilizarla por completo.

Una de las razones por las que se eligió este microcontrolador, fue para tener la capacidad de memoria suficiente para realizar estas tareas y almacenar las líneas de código necesarias.

Se agregó a la definición un mapa de bits de la imagen de una gota, como se observa en la figura 3.14, la cual se muestra en el momento en el que el dispositivo está listo para recibir la gota de sangre una vez insertada la tira reactiva. Para ser capaces de lograr guardar de manera correcta la imagen fue necesario utilizar la memoria ROM del microcontrolador, debido a que si esto no se define en el código, se llena la memoria RAM del microcontrolador y ya no es posible programarlo con el código a utilizar.

Figura 3.6 Mapa de bits de la imagen de una gota.

Esta es solo una parte de la imagen, ya que se tiene que guardar un valor bit por bit para poder ser capaces de mostrarla en la pantalla OLED. Otra de las razones por las que se eligió un microcontrolador con una memoria más amplia, fue para poder utilizar la librería completa de la pantalla OLED y poder modificar y manipular la pantalla.

El siguiente apartado se muestra en la figura 3.15, el cual es el código utilizado para la declaración de variables globales que serán utilizadas a lo largo de todo el código. En este caso es necesario declararlas como variables globales debido a que se estará utilizando una interrupción externa.

Figura 3.7 Declaración de variables globales

Ahora bien, la siguiente parte del código es la interrupción externa, sin embargo se explicará primero la función *main* del programa, la cual es la función a ejecutar en un inicio por el microcontrolador, ya que la interrupción externa es ejecutada hasta que haya una intervención del usuario, por lo que cronológicamente sigue la función principal del código.

En la función principal, se definen algunos parámetros que se estarán utilizando en el código, (figura 3.16) como la inicialización de la pantalla OLED, para que esta se configure al momento de alimentar el microcontrolador, y esté funcionando constantemente una vez encendido. Lo

siguiente es habilitar las interrupciones externas, donde se guardará la mayor parte del código, explicando posteriormente el por qué. Posteriormente es la definición de lo que se está utilizando para la lectura del ADC, definiendo los primeros 2 pines del puerto A como entradas y utilizando el canal 1 del ADC para la lectura. El ADC funciona con los valores de voltaje y de tierra provenientes del microcontrolador, sin la necesidad de conectar fuentes externas.

```
/////////////////////////////// MAIN
void main () {
    ///////////////////CONFIGURACION OLED
    SSD1306_Begin(SSD1306_SWITCHCAPVCC, SSD1306_I2C_ADDRESS); // Inicializa la pantalla OLED
    SSD1306_ClearDisplay();
    SSD1306_Display();
    ///////////////////INTERRUPCIONES
    enable_interrupts(GLOBAL);
    enable_interrupts(INT_EXT2);
    //enable_interrupts(INT_TIMER0);
    ///////////////////CONFIGURACION DE ADC
    //input(PIN_B5); // Configura el pin B5 como entrada (1)
    set_tris_a(0x02);
    setup_adc(ADC_CLOCK_INTERNAL);
    setup_adc_ports(AN0_TO_AN1 | VSS_VDD);
    while (true) {
        sleep();
    }
}
```

Figura 3.8 Función principal (main).

Finalmente el *while* infinito del programa tendrá un comando: *sleep()*, haciendo que el microcontrolador se vaya directamente a *stand by* al terminar la configuración y espere hasta la intervención del usuario para encender la pantalla y continuar su funcionamiento.

La última parte del código es la interrupción externa, en donde se lleva a cabo la mayoría del código, donde se encuentran las mediciones, así como las conversiones de valores para obtener el valor de glucosa proveniente de la reacción. En la figura 3.17 se muestra una imagen del código de la interrupción externa.

La primera parte de la interrupción externa muestra un mensaje en la pantalla solicitando insertar la tira reactiva y se mantiene detenida hasta detectar que se insertó la tira reactiva o hasta terminar el contador establecido para que el microcontrolador vuelva a dormir. Para esto se utilizó un *if* que compara el valor de entrada de un pin y el valor del contador, y dependiendo de cuál se cumpla, es el camino que seguirá el código.

```

////////////////////////////// INTERRUPCIÓN EXTERNA
#define INT_EXT2
void interrupcion_ext(void){
    //output_high(PIN_B4);
    //output_high(PIN_C1);
    SSD1306_DrawText(10,16, "Hola, Buenos Dias", 1);
    SSD1306_Display();
    SSD1306_DrawText(2,32, "Inserte Tira Reactiva", 1);
    SSD1306_Display();
    set_adc_channel(1);
    delay_us(10);
    pot = read_adc();
    potant = pot;
    /*
    SSD1306_ROMBMP(0,0,gota,128,64);
    SSD1306_Display();
    delay_ms(40);
    */
    while (listo == 0){
        if (input(PIN_B5)){
            //listo = 0;
            //output_low(PIN_B4);
            SSD1306_ClearDisplay();
            SSD1306_ROMBMP(0,0,gota,128,64);
            SSD1306_Display();
    
```

Figura 3.9 Interrupción externa.

Al momento de detectar la entrada en el pin establecido para la tira reactiva, se borra la pantalla y se muestra la imagen de una gota. Simultáneamente se lee el ADC y se compara con el valor obtenido con anterioridad hasta el momento de detectar un pico considerable que nos indique que hubo una reacción en la tira reactiva.

En la figura 3.18, la cual se muestra más adelante, hace mención a la lectura constante del ADC realizando la conversión de analógico a digital para poder mostrar el resultado.

En seguida hay una lectura constante de los valores de voltaje en ascenso para el momento de detectar una caída guardar el valor más alto y realizar la conversión utilizando la ecuación de la recta obtenida mediante la regresión lineal de los datos de la experimentación.

```
while (listo == 0){
    set_adc_channel(1);
    delay_us(10);
    potant = pot;
    pot = read_adc();
    //delay_ms(80);
    //SSD1306_ClearDisplay();
    //sprintf(buffer, "NG: %lu", pot);
    //SSD1306_DrawText(24, 32, buffer, 1);
    //SSD1306_Display();
    //SSD1306_DrawText(28, 40, "de Sangre", 1);
    //SSD1306_Display();
```

Figura 3.10 Lectura constante del ADC y conversión de datos para mostrar el resultado.

Finalmente se muestra el valor en la pantalla y se enciende el led del color correspondiente a la clasificación de los datos, ya sea rojo para un valor alarmante, amarillo para un valor cerca del promedio o verde para un valor catalogado como saludable. (Figura 3.19)

Saliendo del ciclo se borran los valores de las variables utilizadas para poder iniciar de nuevo el ciclo y mandar al microcontrolador en modo *sleep*.

```

if (pot < potant && pot > 176){ /////////////lectura del adc
    SSD1306_ClearDisplay();///////////limpiar pantalla
    v = (potant*5)/1023.0;/////////conv adc a voltaje
    NG = (182.89*v)-156.46; // Ecuacion de linealización
    sprintf(buffer, "NG: %lu", NG); ////////////// impresion de datos
    SSD1306_DrawText(17,1,"Nivel de Glucosa",1);
    SSD1306_DrawRect(10,12,108,52);
    SSD1306_DrawText(20,30,buffer,2);
    SSD1306_Display();

    if (NG >= 80 && NG < 90){
        output_high(Led_Amarillo);
    }
    else if (NG >= 90 && NG < 110){
        output_high(Led_Verde);
    }
    else if (NG > 110 && NG <= 120){
        output_high(Led_Amarillo);
    }
    else{
        output_high(Led_Rojo);
    }
    delay_ms(50);
    listo = 1;
}
}
}

```

```

        if (medicion == 20){ ///// pantalla se apaga si no se inserta tira reactiva
            SSD1306_ClearDisplay();
            SSD1306_Display();
            medicion = 0;
            break;
        }
        medicion++;
        delay_ms(50);
    }

/////////////////reiniciar valores y borrar pantalla al finalizar medicion
    delay_ms(800);
    SSD1306_ClearDisplay();
    SSD1306_Display();
    output_low(Led_Verde);
    output_low(Led_Amarillo);
    output_low(Led_Rojo);
    listo = 0;
}

```

Figura 3.11 Encendido de LED correspondiente y reinicio del valor de variables.

3.1.5 MONTAJE DEL PROTOTIPO

En el contexto de las pruebas realizadas para el glucómetro, se procedió a la conexión del circuito completo en una protoboard, con miras a que, en futuros proyectos, este montaje sea complementado mediante el diseño de una PCB y la construcción de un prototipo funcional.

El circuito empleado en el montaje corresponde al utilizado durante las pruebas en laboratorio, con el objetivo de replicar condiciones experimentales similares. A este diseño se integró la sección digital, compuesta por un microcontrolador, una pantalla OLED, un pulsador (*push button*) y tres LEDs. Estos componentes son controlados por el microcontrolador y alimentados a través de una fuente de 5 V estabilizada, utilizando un programador para suministrar la energía requerida.

En cuanto al conector de tiras reactivas, se optó por un modelo similar al utilizado en el glucómetro One Touch Ultra, ya que estas tiras han sido empleadas en las pruebas iniciales. Este enfoque permitirá, en una etapa posterior, incluir conectores adicionales o realizar las modificaciones necesarias para garantizar que el dispositivo pueda realizar mediciones con diferentes tipos de tiras reactivas.

El circuito conectado en su totalidad se ve reflejado en la figura 3.20:

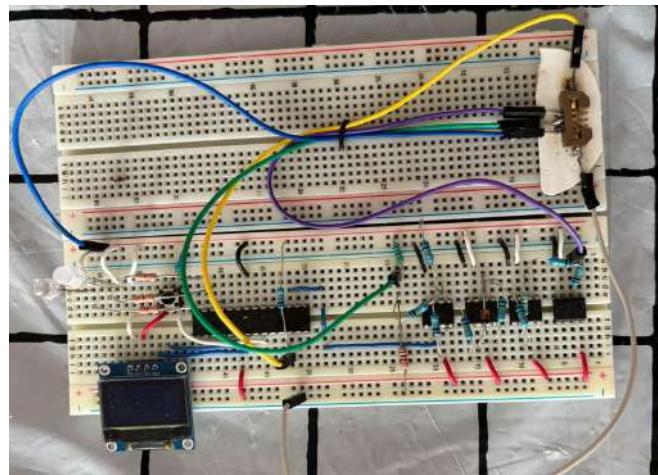


Figura 3.12. Circuito Terminado y listo para realizar pruebas de funcionamiento

Se realizó un ajuste en el divisor de voltaje, conectándolo a una fuente de 5 V para garantizar un voltaje constante, evitando así la disminución progresiva del mismo, como ocurre con baterías de 9V. Este cambio permitió mantener estable el valor de entrada hacia la tira reactiva a través del circuito sumador.

Durante este proceso, surgieron complicaciones con el microcontrolador al conectar las tierras comunes necesarias para la lectura del ADC. No obstante, se determinó que todas las tierras debían unificarse en un único punto, asegurando que la referencia de todo el circuito fuera consistente.

Adicionalmente, se implementaron adecuaciones en el circuito físico que no estaban contempladas en la simulación del programa. Entre estas modificaciones, se incluyó un circuito pull-down con el propósito de evitar que una entrada del microcontrolador permaneciera desconectada, lo que podría generar ruido y afectar el correcto funcionamiento del programa.

Con el objetivo de asegurar la precisión de las mediciones, se verificó la continuidad de los pines del conector utilizando un multímetro. Esto permitió asegurarse de que los pines no hicieran contacto entre sí, evitando así errores en las mediciones. Además, se comprobó que al insertar la tira reactiva, los pines no introdujeran ruido en el circuito.

Finalmente, se logró que el circuito funcionara en su totalidad, comprobando su correcto desempeño fuera del entorno controlado del laboratorio.

4. RESULTADOS

4.1 PRUEBAS DE DETECCIÓN

A partir de las pruebas realizadas para detectar la presencia de glucosa, se utilizaron concentraciones de: 60 mg/dl, 80 mg/dl, 110 mg/dl, 130 mg/dl, 180 mg/dl, 200 mg/dl, 400 mg/dl y 500 mg/dl. A continuación, de la figura 4.1 a la 4.8, se muestran las imágenes de las gráficas obtenidas a través del osciloscopio, donde se proyecta el comportamiento de las soluciones de glucosa a diferentes concentraciones.

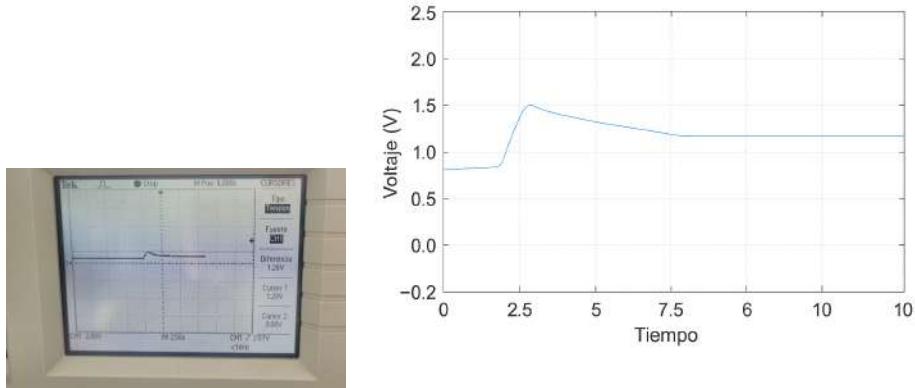


Figura 4.1 Comportamiento de la concentración de 60 mg/dl.

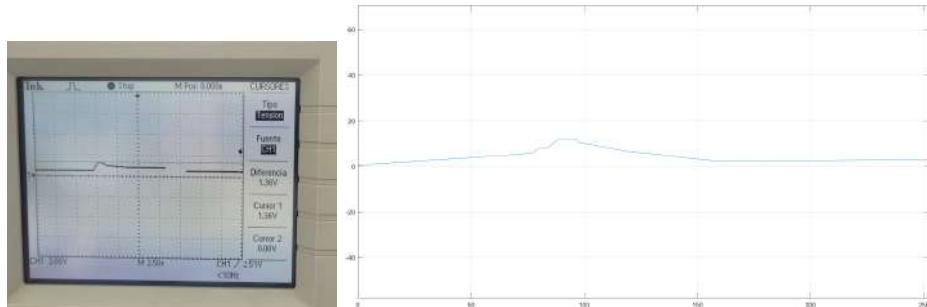


Figura 4.2 Comportamiento de la concentración de 80 mg/dl.

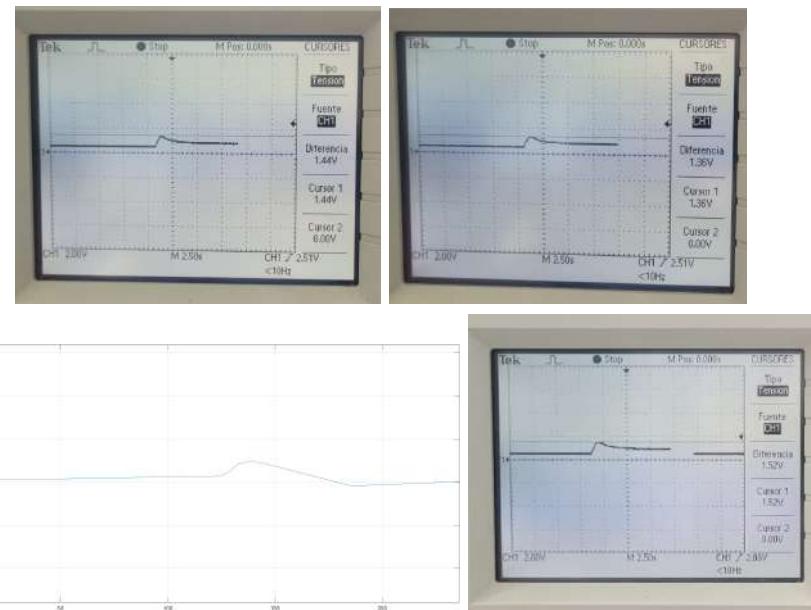


Figura 4.3 Comportamiento de la concentración de 110 mg/dL.

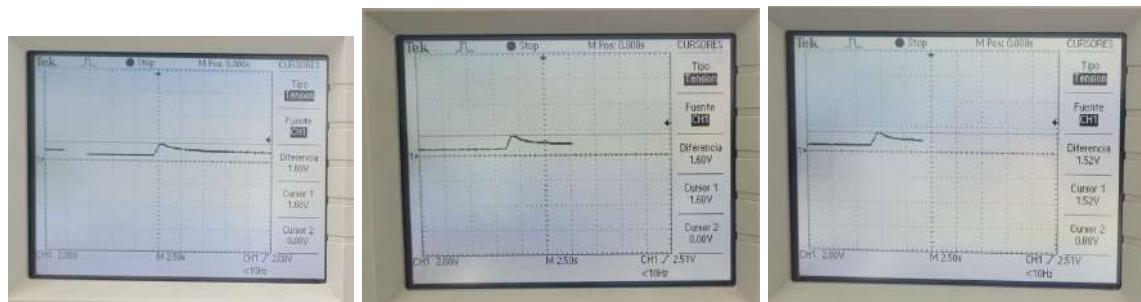


Figura 4.4 Comportamiento de la concentración de 130 mg/dL.

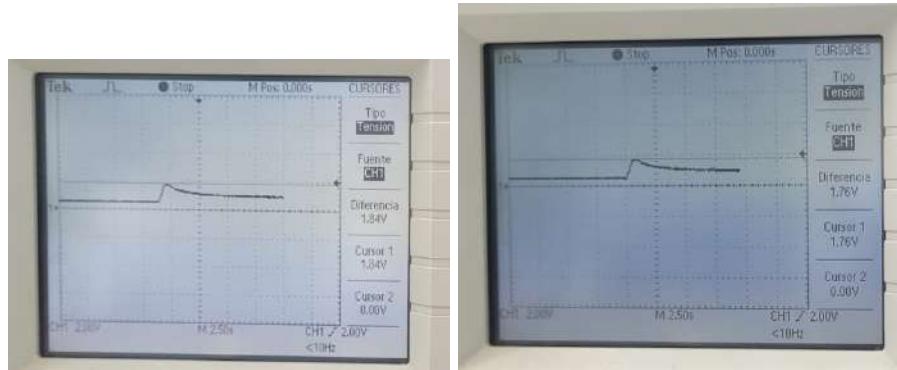


Figura 4.5 Comportamiento de la concentración de 180 mg/dL.

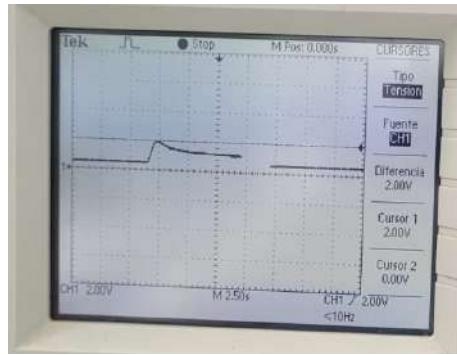


Figura 4.6 Comportamiento de la concentración de 200 mg/dL.

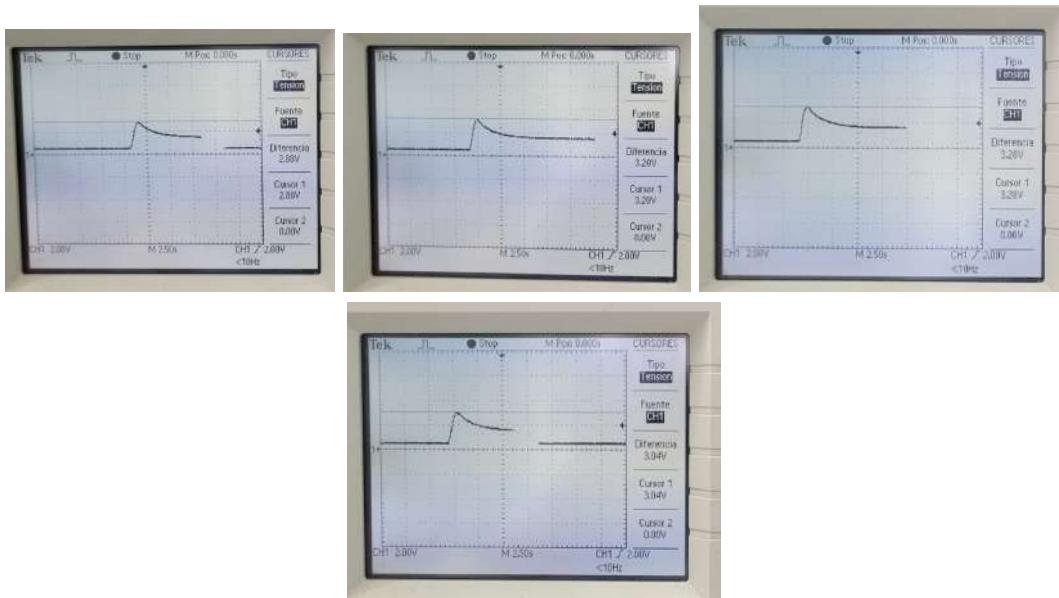


Figura 4.7 Comportamiento de la concentración de 400 mg/dL.

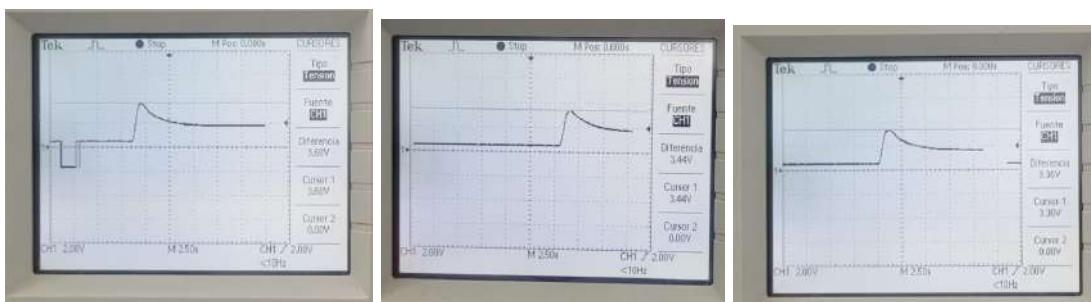


Figura 4.8. Comportamiento de la concentración de 500 mg/dL.

Como se observa en las gráficas presentadas en las imágenes, la curva presenta un incremento proporcional al aumento en la concentración de glucosa. Este comportamiento se debe a la oxidación de la glucosa por la enzima glucosa oxidasa presente en la tira reactiva. Dicho proceso genera una corriente eléctrica que es cada vez mayor al incrementarse la cantidad de glucosa. Esto es aprovechado para realizar una conversión, logrando así una medición más precisa y confiable

Para obtener los datos necesarios en la curva de calibración, se emplearon las herramientas del osciloscopio, específicamente la función de cursores, como se aprecia en las imágenes anteriores. Estas herramientas permitieron registrar valores precisos del voltaje generado en cada reacción química, variando desde 1.2 V en la concentración más baja hasta 3.52 V en la concentración más alta utilizada.

Otro aspecto por considerar es el tiempo de reacción del dispositivo, también utilizando el osciloscopio. Como se observa en las imágenes, el tiempo registrado entre la separación de dos líneas verticales es de 2.5 segundos. A partir de esto, se puede observar en la señal que entre el flanco de subida y el flanco de bajada está el tiempo de reacción de la tira reactiva y la generación del voltaje lo cual corresponde a menos de 2.5s.

Tomando como base los resultados obtenidos a lo largo de todas estas pruebas, se obtuvo una curva de calibración la cual será utilizada para la conversión de datos del microcontrolador. Este realizará las operaciones necesarias para llevar a cabo la conversión del voltaje obtenido del circuito analógico conectado a la tira reactiva, al valor entero digital que se mandará directamente a la pantalla para mostrar el resultado.

4.2 CURVA DE CALIBRACIÓN

Después de obtener los valores de voltaje específicos para cada concentración de glucosa, se acomodaron los resultados en una tabla de Microsoft Excel para realizar la curva de calibración.

De estos resultados se eliminaron los datos atípicos, ya que podían afectar de manera directa la linealización de la gráfica. Ya teniendo los valores finales, estos se plasmaron en una gráfica de puntos la cual mostró la distribución de las mediciones.

A partir de esta gráfica se obtuvo la línea de tendencia de los resultados para luego generar la ecuación de línea y terminar con la linealización. Esta ecuación fue utilizada en el código para la conversión del ADC y obtención del valor de glucosa a partir del voltaje generado por la reacción química.

Tabla 4.1 Valores obtenidos de la experimentación.

Voltaje	mg/dL		Voltaje	mg/dL
	0.65	1.2		
0.65	0		1.84	180
1.2	60			
	60			180
1.28	60	1.76		180
1.28	60	1.76		180
1.28	60	1.84		180
		1.76		180
1.12	60	2		180
1.12	60	1.84		180
1.2	60	1.84		180
1.2	60			200
1.36	80			200
1.36	80			200
1.36	80	2		200
1.44	80	1.92		200
	80			200
1.2	80	2.08		200
1.2	80	1.92		200
1.28	80	2		200
1.28	80	3.04		400
1.28	80	3.28		400
	110	3.2		400
1.52	110	2.88		400
1.6	110	3.12		400
1.6	110	2.96		400
1.52	110	3.04		400
1.36	110	2.96		400
1.44	110	3.12		400
1.36	110	3.44		500
1.44	110			
1.44	110			
1.6	130	3.36		500
1.44	130	3.68		500
1.52	130	3.52		500
1.52	130	3.6		500
1.6	130	3.52		500
1.6	130	3.52		500
1.6	130			
1.6	130			
1.6	130			
1.6	130			
1.6	130			
1.6	130			

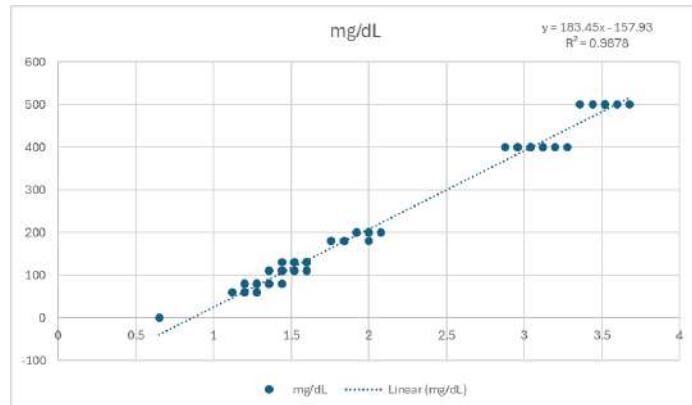


Figura 4.9 Curva de calibración.

Apoyándose en los datos obtenidos para realizar la gráfica, se observa una diferencia de 0.08 V por cada 20 mg/dL de concentración. Lo anterior, implica que existe una diferencia de 0.004 V por cada unidad de glucosa, la misma diferencia que existe entre cada uno de los 1023 bits para los 5V que es capaz de leer el ADC del microcontrolador.

Esta pequeña diferencia de voltaje entre cada unidad, puede provocar interferencias en caso de que las pilas que alimentan el circuito se descarguen, ya que podrían mostrar un valor erróneo al realizar la conversión, comprometiendo así la fiabilidad de los resultados. Por esta razón, se determinó que la mejor opción es mantener la alimentación del divisor de voltaje constante, proveniente de una fuente que no presentara este tipo de fluctuaciones.

En la gráfica se observa que los valores presentan una separación notable, atribuida al fenómeno mencionado previamente. Este resultado se debe a que, al momento de realizar las pruebas, no se había considerado el desgaste de las baterías, lo cual alteró los resultados en la segunda mitad de las mediciones. Sin embargo, al observar que estos mantenían la misma tendencia que los valores iniciales, se concluyó que todo dependía del valor de referencia con el que trabajaba la tira reactiva. Dicho valor de referencia, idealmente de 0.6 V, corresponde al nivel en el que reaccionan los componentes de la tira y su validez fue comprobada en el laboratorio de biosensores (Figura 4.10).

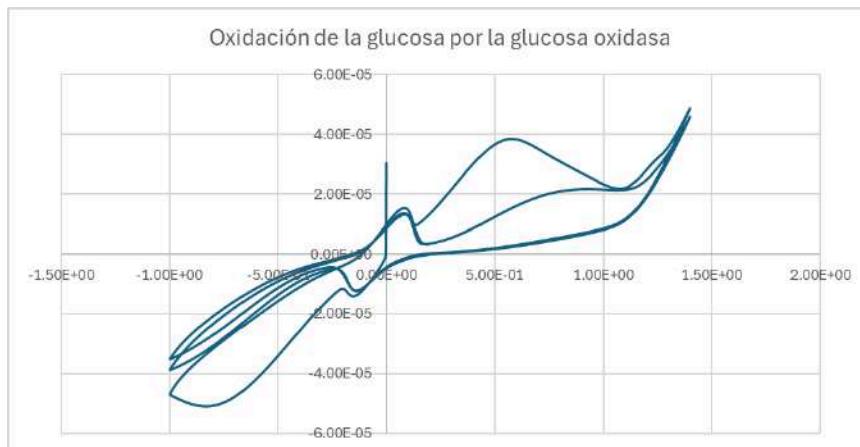


Figura 4.10 Voltamperometría cíclica para la oxidación de la glucosa.

En la imagen se puede observar una voltamperometría cíclica realizada en el laboratorio de biosensores, utilizando una tira reactiva preparada con glucosa oxidasa personalmente para después probarla con una solución de glucosa con una concentración suficiente para ver la reacción y el potencial en el que se encuentra, debido a que este es el punto en el que estaría trabajando el potenciómetro.

Se llegó a la conclusión de que el potencial a utilizar es el de 0.6 basándose en la gráfica obtenida por el potenciómetro demostrando este dato..

4.3 FUNCIONAMIENTO DEL CÓDIGO DE PROGRAMACIÓN

La comprobación de funcionamiento del programa se llevó a cabo en una simulación en Proteus, donde se colocaron todos los componentes pertenecientes al circuito digital y se simuló la entrada del circuito analógico con un potenciómetro para tener la habilidad de modificar el voltaje de entrada en un pin del microcontrolador.

En la imagen de la figura 4.10 se puede observar la distribución de los componentes en el programa:

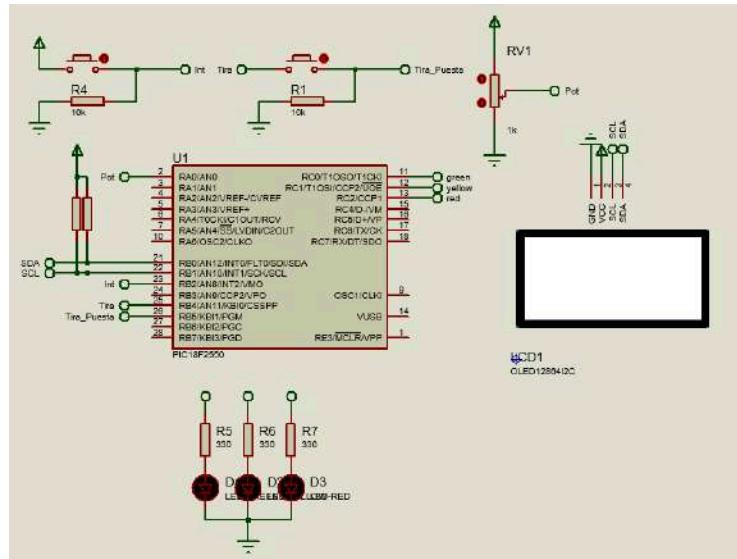


Figura 4.11 Simulación digital de la programación.

Durante la simulación del programa se utilizan todos los componentes, se inicia con el pulso de un botón el cual le indicará al glucómetro que hay una entrada por parte del usuario para encender el dispositivo, después aparecerá un mensaje en la pantalla esperando la interacción del usuario.

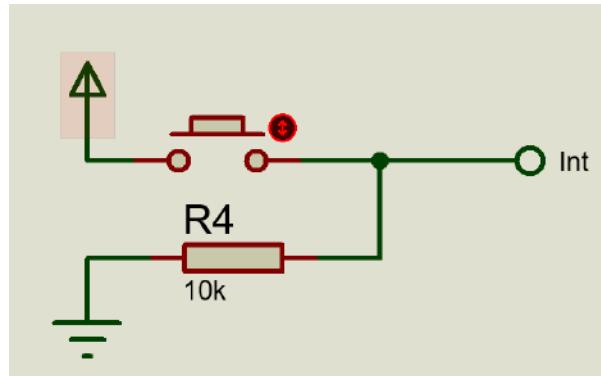


Figura 4.12 Botón utilizado en la interrupción externa, para encender el glucómetro.

En la figura 4.12 se presenta la simulación en Proteus del mensaje que se imprime en la pantalla cuando se presiona el botón.



Figura 4.13 Mensaje mostrado en la pantalla al encender.

Enseguida, el glucómetro le da un tiempo determinado al usuario para insertar la tira reactiva, de lo contrario vuelve a dormir. En caso de detectar la inserción de una tira reactiva, en el simulador se cierra circuito a través del botón (figura 4.13).

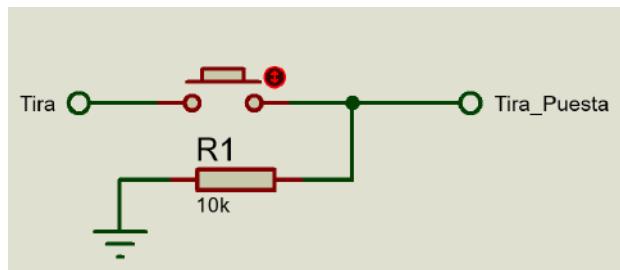


Figura 4.14 Botón utilizado para simular el circuito cerrado al momento de insertar la tira reactiva.

Al mismo tiempo, el glucómetro muestra la imagen de una gota (figura 4.14) y espera a que haya un cambio considerable en el voltaje del ADC proveniente de una reacción llevada a cabo en la tira reactiva.

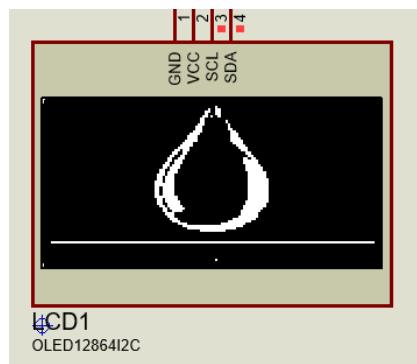


Figura 4.15 Imagen de una gota para indicar al usuario colocar una muestra de sangre en la tira reactiva.

Mientras el glucómetro está leyendo el ADC, el cual en el simulador es el potenciómetro (figura 4.15), se mantiene la imagen de la gota, pero en el momento en el que se detecta una curva ascendente, el glucómetro guarda el valor más alto de la curva y la convierte en el valor de glucosa del usuario, para después mostrarlo en la pantalla (figura 4.16). Anteriormente se mencionó lo que representa el color de cada led y dependiendo del valor obtenido este se enciende (figura 4.17) mostrando al usuario de una forma más intuitiva los resultados.

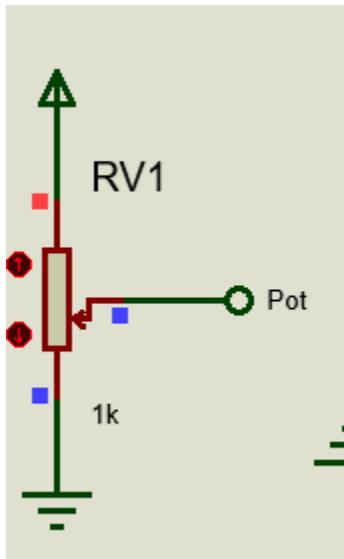


Figura 4.16 Potenciómetro utilizado para manipular la entrada del ADC.



Figura 4.17 Valor obtenido a través del potenciómetro al momento de subir y bajar el valor de voltaje.

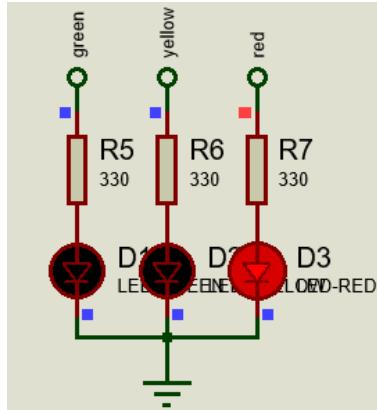


Figura 4.18 Led encendido correspondiente al valor obtenido, dependiendo de los parámetros considerados aceptables.

El programa desarrollado en lenguaje de programación C tiene como objetivo principal gestionar la medición y visualización de los niveles de glucosa en el prototipo de glucómetro. Este código permite mostrar los valores obtenidos en una pantalla OLED, guiando al usuario de manera intuitiva a lo largo del proceso de medición. Desde el momento en que se activa la pantalla, el programa supervisa las lecturas y, dependiendo del valor registrado, enciende un LED indicador que proporciona una retroalimentación visual inmediata. Esta funcionalidad asegura que el usuario pueda interpretar los resultados de forma rápida y eficiente, mejorando así la experiencia de uso del dispositivo.

Si bien el código cumple de manera efectiva con las funciones principales del prototipo de glucómetro, se identifican áreas de mejora en cuanto a su organización y estructura. No obstante, cabe destacar que el desempeño actual es eficiente, con un tiempo de respuesta rápido y un uso óptimo de los recursos disponibles, lo cual garantiza un funcionamiento ágil y fiable en las tareas asignadas.

Una manera de mejorar el código sería mediante la implementación de funciones externas, que son llamadas desde el programa principal. Esta estrategia permite reducir la cantidad de líneas de código desorganizadas, mejorando la claridad y legibilidad del proyecto.

La lógica de programación implementada en este código demuestra su versatilidad, al ser potencialmente aplicable a otros dispositivos o tecnologías más allá del prototipo de glucómetro. Un ejemplo relevante sería su adaptación a terminales de tarjetas bancarias, donde también se requiere procesar datos en tiempo real y proporcionar retroalimentación visual al usuario, como confirmaciones a través de pantallas y luces indicadoras. Este enfoque eficiente podría optimizar tanto el procesamiento como la interacción en dicho contexto.

4.4 PROTOTIPO FUNCIONAL DEL GLUCÓMETRO

Una vez probado el programa en el simulador y habido funcionado correctamente, se inició con la conexión del circuito físico, y se comprobó su funcionalidad total mediante el uso de líquidos con una cantidad considerable de azúcar para observar el funcionamiento del glucómetro.

Entre los líquidos utilizados se encontraron agua con azúcar y refresco, debido a que estas pruebas se realizaron fuera del laboratorio, con la finalidad de comprobar el funcionamiento del prototipo fuera de un ambiente controlado.

Tras haber explicado la simulación, a continuación se presenta el funcionamiento del prototipo: al alimentar el dispositivo, todo se enciende y el sistema entra en estado de espera. Luego, el usuario presiona el botón correspondiente para activar la interrupción externa. En ese momento, la pantalla muestra el primer mensaje, indicando al usuario que inserte la tira reactiva (Figura 4.18) y el sistema espera a que el usuario realice dicha acción.

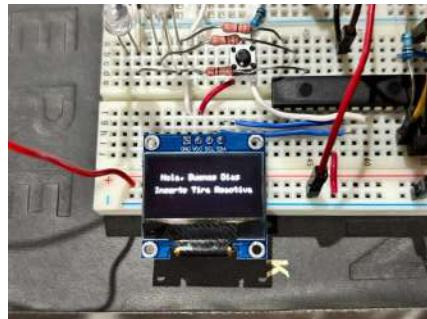


Figura 4.19 La pantalla muestra un mensaje después de ser encendida por el usuario.

Enseguida de la primera interacción con el usuario el circuito espera a detectar la inserción de la tira reactiva (Figura 4.19) en el conector, para cerrar el circuito y así continuar con el siguiente paso.

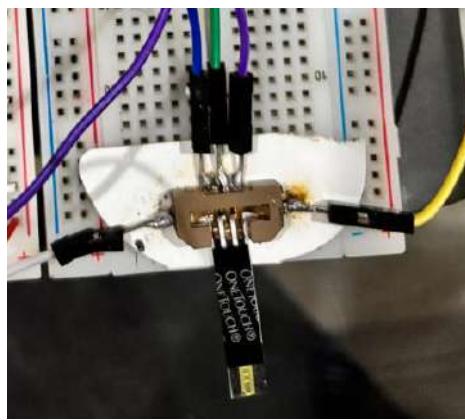


Figura 4.20 Tira reactiva insertada en el conector para tiras.

Al momento de detectar que se ha insertado la tira reactiva, el circuito pasa a la siguiente parte, mostrando la imagen de una gota (Figura 4.20), dando a conocer al usuario que es momento de depositar la muestra de sangre en la tira reactiva para realizar la medición.

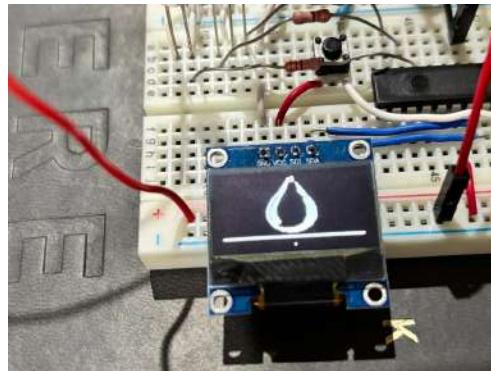


Figura 4.21 Imagen que le indica al usuario que es momento de depositar la muestra.

Finalmente al momento de detectar un cambio en la entrada del ADC, el circuito almacena el valor más alto de la curva recién obtenida y la convierte en el valor de glucosa de la muestra tomada. Después esta es mostrada en la pantalla y enciende un led dependiendo del valor obtenido, ya sea verde, amarillo o rojo (Figura 4.21), para después ponerlo en modo ahorro de energía y esperar a que el usuario interactúe nuevamente con el botón de inicio.

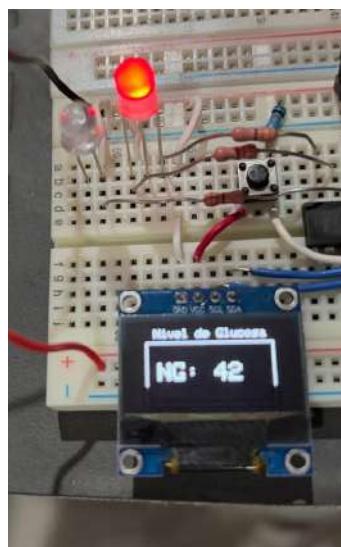


Figura 4.22 Se muestra el resultado en la pantalla y se enciende un LED.

Como se muestra en la última imagen, el valor es significativamente bajo, incluso utilizando una muestra de la cual se tenía la certeza de que la concentración sería mayor a la mostrada en pantalla comparándolo con otros métodos de medición ya certificados.

Las mediciones que fueron obtenidas por parte del dispositivo no fueron las esperadas, estas fueron bajas para la cantidad de azúcar que se estaba utilizando. De esta manera se comprobó que el prototipo no se encuentra en condiciones para pruebas fuera del laboratorio o para pasar a la fase en la que se realizan las pruebas con sangre. De igual manera, las pruebas realizadas fuera del laboratorio, no se tenían contempladas como parte del presente proyecto.

5. CONCLUSIONES Y PROSPECTIVA

La diabetes es una enfermedad de gran impacto en nuestra sociedad, cuya prevención y control resultan fundamentales para garantizar una buena calidad de vida en la población. A lo largo de este trabajo se ha destacado la importancia del constante monitoreo de los niveles de glucosa, no solo en personas con la enfermedad, sino de la población en general, como una medida de prevención temprana.

El adecuado manejo de la diabetes permite que las personas disfruten de un bienestar óptimo y una salud estable, reduciendo el riesgo de complicaciones graves en el futuro. Sin embargo, la falta de control y atención temprana pueden derivar en consecuencias severas. Por ello, es esencial fortalecer la cultura de prevención y educación en salud, promoviendo hábitos que ayuden a frenar el avance de esta enfermedad.

Este trabajo se enfocó en el desarrollo de una herramienta de monitoreo y prevención de riesgos, tanto para pacientes como para la población en general. Se le dio un enfoque integral y multidisciplinario para poder abarcar lo más importante, que es el usuario del dispositivo.

A lo largo de este trabajo, se presentaron varias dificultades tanto en la investigación como en el desarrollo del proyecto. Una de las principales problemáticas fue la obtención de referencias, ya que, aunque existe una gran cantidad de información sobre el tema, la mayoría de los fundamentos básicos se remontan a años atrás. Por ende, se consideró cuidadosamente hasta dónde profundizar para contar con la información más actualizada.

Las pruebas resultaron repetitivas ya que se realizó la misma metodología constantemente para obtener resultados consistentes. Esto eventualmente ocasionó que las pilas fueran desgastadas y el valor del voltaje de alimentación fuera cambiando. Y consecuentemente, esta alteración se vería afectada en los resultados.

Todos estos puntos se toman en cuenta para el desarrollo de un trabajo completo y funcional. Además, ayudan a entender que puede resultar sencillo realizar el circuito en un simulador, sin embargo al ponerlo en práctica en el circuito físico es un desafío diferente. Es decir, al llevarlo al plano físico fue necesario realizar adecuaciones, como por ejemplo agregar resistencias, conexiones en el circuito y el monitoreo de los valores.

Por el lado de los componentes, fueron sencillos de conseguir y cumplieron su función. Se realizó un arreglo el cual amplificaba correctamente la señal obtenida de la tira reactiva, para después utilizarla. Únicamente se ocuparon 2 pilas de 9V para alimentar el circuito y una fuente de 5V para alimentar el microcontrolador.

El microcontrolador PIC 18F2550 permitió ejecutar el código sin dificultades, ya que contaba con la memoria suficiente tanto para almacenar las líneas de código escritas, como para guardar una imagen como mapa de bits. Además, tuvo la capacidad de controlar una pantalla OLED mediante I2C y leer los valores del ADC sin pérdida de datos, ya que el microcontrolador trabaja a una velocidad superior al muestreo del ADC.

Incluso se realizó un conector de tiras reactivas con 3 dupont que funcionó correctamente para la realización de pruebas del circuito analógico, realizando por completo la lectura de las reacciones que se estaban llevando a cabo en la tira reactiva, sin embargo para fines prácticos, fue necesario utilizar un conector más especializado para sacarle provecho a la tira reactiva.

Sin embargo existen también las complicaciones al momento de desarrollar un proyecto, y la mayoría de los casos son más los tropiezos que se tienen que enfrentar, para alcanzar los logros.

Una de las complicaciones más concurrentes que se experimentó a lo largo del proyecto fue la conexión de los voltajes y las tierras comunes, haciéndose complicado el hecho de tener que conectar una pila al derecho y una pila al revés para obtener tanto un voltaje positivo como uno negativo, y el nodo en común representaría el neutro o tierra, en esta caso utilizado como referencia.

Con esto se llega a los planes a futuro y todos los ámbitos en los que se puede mejorar el proyecto, comenzando por llegar a un dispositivo capaz de realizar mediciones fuera de un ambiente controlado como lo es el del laboratorio. Asimismo, la implementación de los conectores capaces de leer diferentes tiras reactivas en un mismo dispositivo, para finalmente armar un prototipo completamente funcional para las pruebas con sangre, lo cual sería el objetivo final a largo plazo. Sin embargo todavía se pueden hacer muchas cosas para mejorar el circuito y que este funcione de una manera más óptima, sin todas las dificultades que se presentaron a lo largo de este proyecto.

6. ÉTICA DE LA INVESTIGACIÓN

Es importante notar que el dispositivo que se plantea diseñar únicamente se emplea como medio de trabajo, el uso de soluciones stock con diferentes concentraciones de glucosa serán utilizadas. Para tal propósito, se seguirán las recomendaciones dadas por Tvorynska et al. (2021) para la apropiada preparación de la solución stock. Esto permite afirmar que, para la consecución de los objetivos de este trabajo, no se emplea o recolecta información o soluciones fisiológicas provenientes de pacientes.

Es importante mencionar que los principios éticos en los que se basa el presente trabajo de tesis son (Ginebra, 2002).

- Respeto. Por la autonomía de todas las personas normal, que implica que las personas son capaces de deliberar sobre sus decisiones y sean tratadas con respeto por su capacidad de autodeterminación; así mismo proporcionar seguridad contra daño o abuso a todas las personas dependientes o vulnerables.
- Beneficencia. El diseño de la investigación está enfocado al beneficio de estudios y desarrollos posteriores en Inteligencia Artificial. Los investigadores tendrán la competencia para proteger el bienestar de los sujetos de estudio.
- Justicia. Cada persona que participe en el presente estudio será tratada de manera moralmente correcta y apropiada con énfasis en las personas dependientes o vulnerables.
- Confianza. La información personal, los registros generados por los estudios realizados y el uso de los mismos como parte de éste u otros trabajos de investigación acerca de las personas y de las personas dependientes o vulnerables que participan en el estudio, será tratada de manera confidencial y anónima con el fin de proteger su integridad.

7. REFERENCIAS

1. World Health Organization. (Noviembre de 2023). *TOBACCO AND DIABETES*. Obtenido de WHO TOBACCO KNOWLEDGE SUMMARIES: <https://iris.who.int/bitstream/handle/10665/373988/9789240084179-eng.pdf?sequence=1>
2. Organización Panamericana de la Salud OPS. (2022, Septiembre 4). *Organización Panamericana de la Salud*. Retrieved from Diabetes: <https://www.paho.org/es/temas/diabetes>
3. MedlinePlus. (2024, Noviembre 7). *MedlinePlus Información de Salud para usted*. Retrieved from Complicaciones de la Diabetes: <https://medlineplus.gov/spanish/diabetescomplications.html>
4. INEGI. (2022, noviembre 10). *INEGI*. Retrieved from Estadísticas a propósito del día mundial de la diabetes: https://www.inegi.org.mx/contenidos/saladeprensa/aproposito/2022/EAP_DIABETES2022.pdf
5. U. S. Food and Drug Administration FDA. (2018, Enero 31). *U. S. Food and Drug Administration*. Retrieved from Su medidor de glucosa: <https://www.fda.gov/consumers/free-publications-women/su-medidor-de-glucosa>
6. Mayo Clinic. (2022, Febrero 1). *Mayo Clinic*. Retrieved from Análisis de azúcar en sangre. Por qué, cuándo, y cómo: <https://www.mayoclinic.org/es/diseases-conditions/diabetes/in-depth/blood-sugar/art-20046628>

7. DiabeWeb. (2019, Mayo 1). *DiabeWeb Lo mejor de diabetes en la web*. Retrieved from Historia de la Transición Tecnológica en Diabetes: <https://www.diabeweb.com/blog-det/historia-tecnologica-diabetes>
8. MedlinePlus. (2024, 11 3). *MedlinePlus*. Retrieved from Examen de glucosa en orina: <https://medlineplus.gov/spanish/ency/article/003581.htm#:~:text=Examen%20de%20glucosa%20en%20orina%20Es%20un%20examen,examen%20de%20sangre%20o%20un%20examen%20del%20LCR>
9. Mejores Glucómetros. (2025, Febrero). *Mejores Glucómetros*. Retrieved from Los 10 mejores glucómetros 2025: <https://mejoresglucometros.com/comparativas/10-mejores-glucometros-2025/>
10. Asociación Mexicana de Diabetes. (2023). Obtenido de <https://asocmexdiabetes.org/course/search.php?search=cursos>
11. García, G. (2022). Perspectivas 2022 de la diabetes y obesidad en México: Novo Nordisk. *Revista NEO | Lideres del Marketing y Publicidad*. Obtenido de Perspectivas 2022 de la diabetes y obesidad en México: Novo Nordisk
12. Mayo Clinic. (12 de mayo de 2023). *Mayo Clinic. Obtenido de Diabetes de tipo 2 - Síntomas y causas*: <https://www.mayoclinic.org/es/diseases-conditions/type-2-diabetes/symptoms-causes/syc-20351193>
13. Alegret, S., Del Valle, M., & Merkoci, A. (s.f.). *Sensores electroquímicos*. Obtenido de Google Books: <https://books.google.es/books?hl=es&lr=&id=r39got4r0UgC&oi=fnd&pg=PA3&dq=sensores+electroqu%C3%ADmicos&ots=QkmStwntcR&sig=yvr3xlcJaGN6l7iLkpbF-ATyMic#v=onepage&q&f=true>
14. Baeza, A. (s.f.). *Sensores y Biosensores electroquímicos*. Obtenido de Facultad de Química UNM: https://amyd.quimica.unam.mx/pluginfile.php/5834/mod_resource/content/0/Articulo_Sensores_y_Biosensores_2085.pdf
15. Faulkner, Allen, Bard, J., & Larry, R. (2022). *ELECTROCHEMICAL METHODS Fundamentals and Applications*. WILEY.
16. DesignThinking, Comunidad Online. (4 de julio de 2017). *DesignThinking*. Obtenido de ¿Qué es el Design Thinking?: <https://www.designthinking.services/2017/07/que-es-el-design-thinking-historia-fases-del-design-thinking-proceso/>

17. Canal, P. (4 de mayo de 2023). Obtenido de ¿Qué es el diseño centrado en el usuario? Thinking for Innovation. :
<https://www.iebschool.com/blog/diseno-centrado-en-el-usuario-analitica-usabilidad/#:~:text=El%20dise%C3%B1o%20centrado%20en%20el%20usuario%20se%20enfoca,en%20el%20producto%20o%20servicio%20en%20s%C3%AD%20mismo>
18. Ginebra. (2002). *CIOMS & OMS*. Obtenido de PAUTAS ÉTICAS INTERNACIONALES PARA LA INVESTIGACIÓN BIOMÉDICA EN SERES HUMANOS: https://cioms.ch/wp-content/uploads/2016/08/PAUTAS_ETICAS_INTERNACIONALES.pdf.
19. Biblioteca Nacional de Medicina. (s.f.). *Medline Plus*. Obtenido de Examen de glucemia: MedlinePlus enciclopedia médica: Examen de glucemia: MedlinePlus enciclopedia médica
20. Tvorynska, S., Barek, J., & Josypčuk, B. (2021). A comparative study of uricase immobilization. *Sensors and Actuators B: Chemical*.
21. Rojas Martínez, M. R. (2015). Epidemiología de la diabetes mellitus en México. *Academia Nacional de Medicina de México*.
22. Gómez, M. (2018, February 16). *Medición de glucosa: diferentes tipos y dispositivos | Beyond Type 1*. <https://beyondtype1.org/es/medicion-de-glucosa-diferentes-tipos-y-dispositivos/>
23. MedlinePlus. (2022). *Prueba de hemoglobina A1c: Prueba de laboratorio de MedlinePlus*. <https://medlineplus.gov/spanish/pruebas-de-laboratorio/prueba-de-hemoglobina-a1c/>
24. Madadelahi, M., Romero-Soto, F. O., Kumar, R., Tlaxcala, U. B., & Madou, M. J. (2025). Electrochemical sensors: Types, applications, and the novel impacts of vibration and fluid flow for microfluidic integration. *Biosensors and Bioelectronics*, 272, 117099. <https://doi.org/10.1016/J.BIOS.2024.117099>
25. Papavinam, S. (2021). Electrochemical polarization techniques for corrosion monitoring. *Techniques for Corrosion Monitoring*, 45–77. <https://doi.org/10.1016/B978-0-08-103003-5.00003-5>
26. Dam, R. F. (2025, March 13). The 5 Stages in the Design Thinking Process. *Interaction Design Foundation* - IxDF. <https://www.interaction-design.org/literature/article/5-stages-in-the-design-thinking-process>

27. BEng(Hons), D. F. (2015). Implantable Electronic Medical Devices. *SCIENCECIRECT*, Glucose Biosensors.
28. Cardeña, R., Cercado, B., & Buitrón, G. (2019). Biohydrogen (Second Edition) Biomass, Biofuels, Biochemicals. *ELSEVIER*, 159-185.
29. Dincer, I., & Bicer, Y. (2018). Comprehensive Energy Systems. *sciencedirect*, Energy Production.
30. Doyle, L. E., & Marsili, E. (2015). Bioresource Technology. *SCIENCECIRECT*, Microbial Fuel Cells.
31. Facci, P. (2014). Biomolecular Electronics. *SCIENCECIRECT*, Useful Notions in Electrochemistry.
32. J. Wain, A., & Dickinson, E. J. (2021). Frontiers of Nanoscience. *SCIENCECIRECT*, Electrochemical instrumentation.
33. Papavinam, S. (2021). Techniques for Corrosion Monitoring (Second Edition). *SCIENCECIRECT*, Electrochemical polarization techniques for corrosion monitoring.
34. Galeano, R. (2008). DISEÑO CENTRADO EN EL USUARIO . *Revista*.
35. Constantine, L., & Lockwood, L. (1999). *Software for Use: A Practical Guide to the Models and Methods of Usage-Centered Design*. Addison-Wesley.
36. Sánchez, J. (2011). En busca del Diseño Centrado en el Usuario (DCU): definiciones, técnicas y una propuesta. *no solo usabilidad: revista sobre personas, diseño y tecnología*.
37. Saffer, D. (2007). *Designing for interaction*. New Riders.

8. ANEXOS

8.1 GLOSARIO

Glucosa. - La glucosa es un monosacárido con fórmula molecular $C_6H_{12}O_6$. Es una hexosa, es decir, contiene 6 átomos de carbono, y es una aldosa, esto es, el grupo carbonilo está en el extremo de la molécula (es un grupo aldehído). Es una forma de azúcar que se encuentra libre en las frutas y en la miel.

Es la principal fuente de energía para las células de nuestro cuerpo. Se obtiene principalmente a partir de los alimentos que consumimos, en particular, aquellos ricos en carbohidratos.

Sangre. - Es tejido vivo formado por líquidos y sólidos. La parte líquida llamada plasma, contiene agua, sales y proteínas. Más de la mitad del cuerpo es plasma. La parte sólida de la sangre contiene glóbulos rojos, glóbulos blancos y plaquetas. (MedlinePlus, 2021)

Insulina. - Es una hormona que se produce en el páncreas, una glándula ubicada detrás del estómago. Permite que tu cuerpo utilice la glucosa para obtener energía, así ayuda a regular los niveles de azúcar en la sangre. La glucosa es un tipo de azúcar que se encuentra en muchos carbohidratos. (healthline, 2023)

Diabetes. - Es una condición clínica crónica que afecta el cómo tu cuerpo convierte la comida en energía. Tu cuerpo convierte la mayor parte de lo que comes en azúcares (glucosa) y lo libera en el sistema circulatorio, cuando el nivel de glucosa es alto, se manda una señal al páncreas para que libere insulina, la cual funciona como una llave para que el azúcar entre en las células del cuerpo.

La diabetes provoca que el cuerpo humano no produzca la suficiente insulina o que no se utilice de la manera correcta, esto provoca que una gran cantidad de azúcar se quede en el sistema circulatorio, lo que al paso del tiempo puede provocar graves daños en la salud, como problemas en el corazón, pérdida de la visión y problemas en el riñón.

Existen 3 tipos principales de diabetes, como lo son, tipo 1, tipo 2 y diabetes gestacional (diabetes durante el embarazo).

Diabetes tipo 1. - Esta es causada por una reacción del mismo sistema inmune (el cuerpo se ataca a sí mismo por error). Esta reacción evita que el cuerpo siga produciendo insulina. Aproximadamente el 5-10% de la gente con diabetes tiene este tipo, por lo general es diagnosticada en niños, adolescentes y jóvenes adultos, estos tienen que administrarse insulina diariamente para vivir de manera adecuada. Hasta la fecha no se conoce como prevenir este tipo de diabetes.

Diabetes tipo 2. - Este tipo de diabetes genera que el cuerpo no utilice la insulina de manera correcta, lo que provoca que no pueda mantener los niveles de azúcar en los rangos normales. Alrededor de 90-95% de las personas con diabetes tienen este tipo. Se desarrolla durante años y se diagnostica mayormente en adultos. Este tipo puede tener prevención si se sigue un ritmo de vida saludable. (cigma helthcare, 2023)

Glucómetro. - El glucómetro o medidor de glucosa en sangre capilar se utiliza para medir la cantidad de glucosa que hay en una gota de sangre. Permite saber si los niveles de glucosa están dentro de su franja ideal. Hay diferentes tipos de medidores. (Hospital Sant Joan de Déu Barcelona, 2022)

Electroquímica. - Se trata del análisis de la interacción entre los fenómenos eléctricos y químicos, explorando la transformación de la energía química en eléctrica y viceversa. De manera más amplia, estudia las reacciones químicas que producen efectos eléctricos, así como los procesos electroquímicos que ocurren cuando se aplican corrientes o voltajes. (EcuRed, 2021)

Tiras reactivas. - Se conoce igualmente como tiras de autoanálisis y tienen como finalidad, medir y gestionar los niveles de azúcar en la sangre en determinados momentos del día. Dichas tiras forman parte del grupo de productos sanitarios que son de único uso, debido a que están elaboradas de un tipo de plástico que contiene una parte puntual de la tira, los microchips y reactivos adecuados, que permitirán determinar los valores de glucosa. Existen 2 tipos de tiras reactivas de acuerdo con su funcionamiento.

Tiras reactivas electroquímicas. - La tira posee glucosa oxidasa, un reactivo que al contacto con la glucosa de la sangre produce ácido glucónico; por el otro extremo de la tira también hay terminales eléctricas que permiten al monitor medir corriente entre ellas. De este modo, la corriente presentará cambios de acuerdo con el nivel de ácido glucónico que se produzca, y posteriormente, el algoritmo del glucómetro calculará el valor de la glucosa en la sangre, según la divergencia de la corriente.

Tiras reactivas Fotometría de reflectancia. - Esta tira utiliza luz como sistema de medición, debido a que la sangre cuando toca la tira se genera una reacción que provoca una variación de luz, la cual se traspasa al sensor del glucómetro para así determinar la cantidad de glucosa presente en la sangre.

Por otro lado, en cuanto a la parte electrónica, el circuito medidor de glucosa está conformado por 3 partes, las cuales son un circuito potenciómetro, un circuito de divisores de tensión y un circuito convertidor de corriente-tensión.

Celda electroquímica. - Son dispositivos en el que transcurren reacciones químicas donde la energía química se transforma en energía eléctrica o viceversa. Estas celdas componen el corazón de la electroquímica, siendo el alma el intercambio potencial de electrones que puede darse, espontánea o no espontáneamente, entre dos especies químicas.

Electrodo. - Se denomina electrodo al extremo de un conductor eléctrico que recibe una corriente eléctrica de un medio o que se le transfiere al mismo. Los electrodos entablan contacto con electrolitos, semiconductores, gases y otros elementos que no son metálicos. Existen tres tipos de electrodos en un sistema electroquímico, estos son, el electrodo de trabajo, el electrodo de referencia, y el electrodo auxiliar.

Electrodo de trabajo. - Es el electrodo en un sistema electroquímico en el que se produce la reacción de interés, por lo tanto, es el dispositivo directamente responsable de la medición. El electrodo de trabajo se usa a menudo en combinación con un electrodo auxiliar y un electrodo de referencia en un sistema de tres electrodos.

Electrodo auxiliar o contraelectrodo. - Es un electrodo utilizado en una celda electroquímica de tres electrodos para análisis volumétrico u otras reacciones en las que se espera que fluya una corriente eléctrica. El electrodo auxiliar se utiliza para hacer una conexión con el electrolito con el fin de aplicar una corriente al electrodo de trabajo.

Electrodo de referencia. - Es un dispositivo que se utiliza en análisis potenciométricos y volumétricos para la determinación cuantitativa de un analito. Su importancia es servir de referencia para estimar el verdadero valor del potencial en la reacción de una semicelda electroquímica.

Potenciómetro. - Es el dispositivo electrónico requerido para controlar una celda de tres electrodos y ejecutar la mayoría de los experimentos electrocatalíticos. El sistema funciona manteniendo el potencial del electrodo de referencia mediante el ajuste de la corriente en un electrodo auxiliar.

Divisor de tensión. - Es un circuito compuesto por resistencias conectadas en serie, donde el voltaje de salida representa una proporción constante del voltaje de entrada.

Convertidor corriente-voltaje. - Configuración el cual transforma la entrada de corriente continua en un voltaje proporcional a esta, con una impedancia de entrada muy baja.

Circuito integrado.- Un circuito integrado es un dispositivo electrónico que contiene varios elementos de un circuito en un mismo chip o soporte de material semiconductor. Se fabrican mediante fotolitografía y se protegen dentro de un encapsulado plástico o de cerámica. Se usan

para realizar diversas funciones electrónicas, como procesamiento de datos, amplificación de señales, generación de oscilaciones, etc.

Amplificador Operacional.- Un amplificador operacional (OpAmp) es un componente de circuito integrado que cuenta con tres terminales: dos entradas, una inversora y otra no inversora, y una salida de voltaje. Esta salida es directamente proporcional a la diferencia entre los voltajes aplicados a las entradas.. (Figura 8.1)

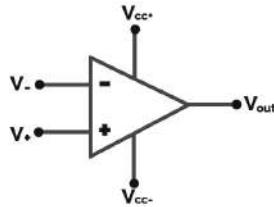


Figura 8.1 Símbolo de un amplificador operacional.

Microcontrolador.- Un microcontrolador es un componente que a simple vista parece un circuito integrado que tiene algunas características especiales que lo hacen ser diferente. En términos generales, los microcontroladores fueron diseñados para poder programar su interior y poder cambiar su funcionamiento dependiendo de la tarea que va a desempeñar. Es decir que son circuitos integrados programables. (Ingeniería Mecafenix, 2023)

Placa de circuito impreso (PCB).- Por sus siglas en inglés (“Printed Circuit Board”), y se define como un circuito cuyos componentes y conductores están contenidos dentro de una estructura mecánica. Las funciones conductoras de la PCB incluyen trazas de cobre, terminales, disipadores de calor o conductores planos. La estructura mecánica se hace con material laminado aislante entre capas de material conductor. A su vez, la estructura general de la placa es chapada y cubierta con una máscara de soldadura no conductora y una pantalla de impresión para la ubicación de leyendas de componentes electrónicos. (Zachariah Peterson,2020)

8.2 CÓDIGO UTILIZADO EN PIC C COMPILER

```
#include <18f2550.h>
#device adc = 10
#device PASS_STRINGS = IN_RAM
#fuses HS, NOWDT, NOMCLR, NOPROTECT, NOLVP, NOPUT, NODEBUG
#use delay(clock=20M, crystal=20M)
#use I2C(MASTER, SDA = PIN_B0, SCL = PIN_B1, FAST=400000, STREAM=SSD1306_STREAM)

#define SSD1306_I2C_ADDRESS 0x78      // Direccion de la pantalla 0x78 o 0x7A
#include <SSD1306_OLED.c>           // Libreria para manejo de pantalla OLED
#define timer0_carga 3035
#define Led_Verde PIN_C0
#define Led_Amarillo PIN_C1
#define Led_Rojo PIN_C2
#include <math.h>
#include <stdio.h>
#include <string.h>
#include <stdlib.h>
```

```
rom char gata[] = {
```

};

```
/////////////////////////////// INTERRUPCION EXTERNA
#define INT_EXT2

void interrupcion_ext(void){
    //output_high(PIN_B4);
    //output_high(PIN_C1);
    SSD1306_DrawText(10,16, "Hola, Buenos Dias", 1);
    SSD1306_Display();
    SSD1306_DrawText(2,32, "Inserte Tira Reactiva", 1);
    SSD1306_Display();
    set_adc_channel(1);
    delay_us(10);
    pot = read_adc();
    potant = pot;
    /*
    SSD1306_ROMBMP(0,0,gota,128,64);
    SSD1306_Display();
    delay_ms(40);
    */
    while (listo == 0){
        if (input(PIN_B5)){
            //listo = 0;
            //output_low(PIN_B4);
            SSD1306_ClearDisplay();
            SSD1306_ROMBMP(0,0,gota,128,64);
            SSD1306_Display();
            while (listo == 0){
                set_adc_channel(1);
                delay_us(10);
                potant = pot;
                pot = read_adc();
                //delay_ms(80);
                //SSD1306_ClearDisplay();
                //sprintf(buffer, "NG: %lu", pot);
                //SSD1306_DrawText(24, 32, buffer, 1);
                //SSD1306_Display();
                //SSD1306_DrawText(28, 40, "de Sangre", 1);
                //SSD1306_Display();
            }
        }
    }
}
```

```

        if (pot < potant && pot > 176){ ///////////lectura del adc
            SSD1306_ClearDisplay();/////////limpiar pantalla
            v = (potant*5)/1023.0;/////////conv adc a voltaje
            //v = 5.5;
            // Se hace la conversion y se muestra el resultado en la pantalla.
            NG = (182.89*v)-156.46; // Ecuacion de linealización
            sprintf(buffer, "NG: %lu", NG); // impresion de datos
            SSD1306_DrawText(17,1,"Nivel de Glucosa",1);
            SSD1306_DrawRect(10,12,108,52);
            SSD1306_DrawText(20,30,buffer,2);
            SSD1306_Display();
            if (NG >= 80 && NG < 90){
                output_high(Led_Amarillo);
            }
            else if (NG >= 90 && NG < 110){
                output_high(Led_Verde);
            }
            else if (NG > 110 && NG <= 120){
                output_high(Led_Amarillo);
            }
            else{
                output_high(Led_Rojo);
            }
            delay_ms(50);
            listo = 1;
        }
    }
}
if (medicion == 20){ //// pantalla se apaga si no se inserta tira reactiva
    SSD1306_ClearDisplay();
    SSD1306_Display();
    medicion = 0;
    break;
}
medicion++;
delay_ms(50);
}

//////////reiniciar valores y borrar pantalla al finalizar medicion
delay_ms(800);
SSD1306_ClearDisplay();
SSD1306_Display();
output_low(Led_Verde);
output_low(Led_Amarillo);
output_low(Led_Rojo);
listo = 0;
}

```

```
////////// MAIN
void main ()
{
    ///////////CONFIGURACION OLED
    SSD1306_Begin(SSD1306_SWITCHCAPVCC, SSD1306_I2C_ADDRESS);    // Inicializa la pantalla OLED
    SSD1306_ClearDisplay();
    SSD1306_Display();
    ///////////INTERRUPCIONES
    enable_interrupts(GLOBAL);
    enable_interrupts(INT_EXT2);
    //enable_interrupts(INT_TIMER0);

    ///////////CONFIGURACION DE ADC
    //input(PIN_B5);    // Configura el pin B5 como entrada (1)
    set_tris_a(0x02);
    setup_adc(ADC_CLOCK_INTERNAL);
    setup_adc_ports(AN0_TO_AN1 | VSS_VDD);

    while (true)
    {
        sleep();
    }
}
```