



UNIVERSIDAD TÉCNICA DE AMBATO

**FACULTAD DE INGENIERÍA EN SISTEMAS, ELECTRÓNICA E
INDUSTRIAL**

CARRERA DE TELECOMUNICACIONES

Tema:

**SISTEMA ELECTRÓNICO PARA MONITORIZACIÓN DE SIGNOS
VITALES Y GLUCOSA EN PACIENTES DIABÉTICOS**

Trabajo de titulación modalidad Proyecto de Investigación, presentado previo a la
obtención del título de Ingeniero en Telecomunicaciones

ÁREA: Comunicaciones

LÍNEA DE INVESTIGACIÓN: Tecnología de la información y Sistemas de
control

AUTOR: Jordy Christopher Caiza Villacis

TUTOR: Dr. Freddy Geovanny Benalcázar Palacios

Ambato - Ecuador

febrero - 2024

APROBACIÓN DEL TUTOR

En calidad de tutor del trabajo de titulación con el tema: SISTEMA ELECTRÓNICO PARA MONITORIZACIÓN DE SIGNOS VITALES Y GLUCOSA EN PACIENTES DIABÉTICOS, desarrollado bajo la modalidad Proyecto de Investigación por el señor Jordy Christopher Caiza Villacis, estudiante de la Carrera de Telecomunicaciones, de la Facultad de Ingeniería en Sistemas, Electrónica e Industrial, de la Universidad Técnica de Ambato, me permito indicar que el estudiante ha sido tutorado durante todo el desarrollo del trabajo hasta su conclusión, de acuerdo a lo dispuesto en el Artículo 17 del Reglamento para la Titulación de Grado en la Universidad Técnica de Ambato y el numeral 6.3 del instructivo del reglamento referido.

Ambato, febrero 2024

Dr. Freddy Geovanny Benalcázar Palacios
TUTOR

AUTORÍA

El presente trabajo de titulación con el tema: SISTEMA ELECTRÓNICO PARA MONITORIZACIÓN DE SIGNOS VITALES Y GLUCOSA EN PACIENTES DIABÉTICOS es absolutamente original, auténtico y personal y ha observado los preceptos establecidos en la Disposición General Quinta del Reglamento para la Titulación de Grado en la Universidad Técnica de Ambato. En tal virtud, el contenido, efectos legales y académicos que se desprenden del mismo son de exclusiva responsabilidad del autor.

Ambato, febrero 2024



Jordy Cristopher Caiza Villacis

C.C. 1803719069

AUTOR

DERECHOS DE AUTOR

Autorizo a la Universidad Técnica de Ambato para que reproduzca total o parcialmente este trabajo de titulación dentro de las regulaciones legales e institucionales correspondientes. Además, cedo todos mis derechos de autor a favor de la institución con el propósito de su difusión pública, por lo tanto, autorizo su publicación en el repositorio virtual institucional como un documento disponible para la lectura y uso con fines académicos e investigativos de acuerdo con la Disposición General Cuarta del Reglamento para la Titulación de Grado en la Universidad Técnica de Ambato.

Ambato, febrero 2024



Jordy Cristopher Caiza Villacis

C.C. 1803719069

AUTOR

APROBACIÓN DEL TRIBUNAL DE GRADO

En calidad de par calificador del informe final del trabajo de titulación presentado por el señor Jordy Christopher Caiza Villacis estudiante de la Carrera de Telecomunicaciones, de la Facultad de Ingeniería en Sistemas, Electrónica e Industrial, bajo la Modalidad Proyecto de Investigación, titulado SISTEMA ELECTRÓNICO PARA MONITORIZACIÓN DE SIGNOS VITALES Y GLUCOSA EN PACIENTES DIABÉTICOS, nos permitimos informar que el trabajo ha sido revisado y calificado de acuerdo al Artículo 19 del Reglamento para la Titulación de Grado en la Universidad Técnica de Ambato y el numeral 6.4 del instructivo del reglamento referido. Para cuya constancia suscribimos, conjuntamente con la señora Presidente del Tribunal.

Ambato, febrero 2024

Ing. Elsa Pilar Urrutia Urrutia, Mg.
PRESIDENTE DEL TRIBUNAL

Ing. Mg. Mario García Carrillo
PROFESOR CALIFICADOR

PhD. Ing. Martha Sevilla Abarca
PROFESOR CALIFICADOR

DEDICATORIA

Dedico esta tesis a mi Tío Ramón Caiza quién ha sido un gran apoyo desde el inicio de mi carrera hasta el final, dándome todo su ánimo en los momentos más difíciles para no rendirme.

A mis demás tíos lo cual han sido mi apoyo a pesar de la distancia con sus consejos con toda la ayuda necesaria para poder terminar mi carrera Universitaria.

A mi tutor Freddy Benalcázar quién ha estado pendiente de mi proceso en la realización de la tesis con todos sus consejos y conocimiento para poder culminarla con éxito.

AGRADECIMIENTO

En primer lugar, quiero agradecer infinitamente a mi tío Ramón Caiza por haberme brindado todo el apoyo incondicional para poder lograr mis objetivos tanto académicos como personales, ya que con sus consejos, enseñanzas y cariño han sido motivo sin duda alguna de impulso para siempre perseguir mis metas y lograr alcanzarlas y no dejarme vencer en el duro camino a pesar de las diferentes adversidades de la vida.

Un profundo agradecimiento para mi tutor Dr. Freddy Benalcázar por su paciencia y dedicación prestadas hacia mí, ya que sin sus correcciones y palabras correctas no hubiese podido llegar hasta tan anhelado momento.

ÍNDICE GENERAL DE CONTENIDOS

APROBACIÓN DEL TUTOR	ii
AUTORÍA	iii
DERECHOS DE AUTOR	iv
APROBACIÓN DEL TRIBUNAL DE GRADO	v
DEDICATORIA	vi
AGRADECIMIENTO	vii
ÍNDICE GENERAL DE CONTENIDOS	viii
ÍNDICE DE TABLAS	xii
ÍNDICE DE FIGURAS	xiii
ÍNDICE DE ANEXOS	xv
RESUMEN EJECUTIVO	xvi
ABSTRACT	xvii
CAPÍTULO I. MARCO TEÓRICO	1
1.1 Tema de investigación.....	1
1.1.1 Planteamiento del problema	1
1.2 Antecedentes investigativos	2
1.3 Fundamentación teórica	7

1.3.1 Diabetes.....	7
1.3.2 Enfermedades y complicaciones derivadas de la Diabetes	8
1.3.3 Síntomas de la Diabetes	10
1.3.4 Tratamiento	10
1.3.5 Factores a determinar para el comportamiento de la Diabetes tipo 1 y 2	11
1.3.6 Métodos de Medición de Glucosa no invasivos.....	12
1.3.7 Sensores	14
1.3.8 Tarjetas de control.....	14
1.3.9 SBC	15
1.3.10 Interfaz Gráfica	15
1.3.11 Almacenamiento en la nube	15
1.3.12 Tecnología Wearable	16
1.3.13 Sistema de Monitoreo de Bio señales	16
1.3.14 Digital Ocean	17
1.3.15 Espectroscopia de infrarrojo cerca (NIR)	17
1.3.16 Espectro de Absorbancia de la Glucosa	18
1.3.17 Configuraciones ópticas de medición	18
1.3.18 Modelos de estimación para la Glucosa.....	19
1.3.19 Medición de la Temperatura corporal	20
1.3.20 Medición de la frecuencia cardíaca.....	21
1.3.21 Norma ISO 14971	21
1.3.22 Norma ISO 15197	22

1.4 Objetivos	22
1.4.1 Objetivo general	22
1.4.2 Objetivos específicos	22
CAPÍTULO II. METODOLOGÍA	23
2.1 Materiales	23
2.2 Métodos	27
2.2.1 Modalidad de la investigación	27
2.2.2 Población y muestra	29
2.2.3 Recolección de información.....	31
2.2.4 Procesamiento y análisis de datos	32
CAPÍTULO III. RESULTADOS Y DISCUSIÓN.....	33
3.1 Discusión.....	33
3.2 Desarrollo de la propuesta.....	35
3.3 Parámetros para la prevención y control de los pacientes diagnosticados con diabetes mellitus.....	38
3.4 Implementación del Sistema	40
3.4.1 Circuito de Adquisición por medio de NIR	42
3.4.2 Circuito de Procesamiento y Control	43
3.4.3 Circuito de Alimentación y control de carga	44
3.4.4 Circuito de procesamiento de las señales.....	44
3.4.5 Circuito de Adquisición del oxígeno y ritmo cardiaco	45

3.5 Diseño e Implementación del circuito.....	46
3.6 Algoritmo de Medición.....	50
3.7 Pruebas de funcionamiento.....	56
3.8 Análisis y discusión de Resultados.....	63
3.9 Presupuesto.....	69
CAPÍTULO IV. CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES.....	73
4.1 Conclusiones.....	73
4.2 Recomendaciones.....	74
REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	76
ANEXOS.....	87

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1. Características de los materiales utilizados.....	24
Tabla 2. Metodos utilizados para medir la glucosa.....	35
Tabla 3. Tipos de mediciones de los Signos Vitales.....	37
Tabla 4. Parámetros de la diabetes en sus diferentes tipos de la enfermedad	38
Tabla 5. Parámetros de los Signos Vitales en sus diferentes edades	39
Tabla 6. Proceso de la Implementación	41
Tabla 7. Señales PPG	58
Tabla 8. Resultados de error de medición	60
Tabla 9. Porcentaje de fiabilidad del sistema comparado con los glucómetros comerciales.....	62
Tabla 10. Presupuesto del dispositivo electrónico	70
Tabla 11. Gastos Investigativos	71
Tabla 12. Costo anual por el uso del Glucometro comercial	72

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1. Esquema de las complicaciones derivadas de la diabetes .	10
Figura 2. Métodos no invasivos	14
Figura 3. Rangos de Temperatura corporal dependiendo de la zona medida	21
Figura 4. Proceso del Desarrollo	34
Figura 5. Desarrollo del Dispositivo	40
Figura 6. Sistema de control	43
Figura 7. Circuito de la tierra virtual	45
Figura 8. Circuito del sensor MAX30102	46
Figura 9. Bateria rhino 0.75 – 3.7 V	47
Figura 10. Sensor MLX90614ESF-BCC	47
Figura 11. Diseño 3D del dispositivo electrónico vista frontal	48
Figura 12. Diseño 3D del dispositivo electrónico vista posterior	48
Figura 13. Prototipo final del dispositivo electrónico vista frontal	49
Figura 14. Prototipo final del dispositivo electrónico vista posterior	49
Figura 15. Diagrama de programación de los componentes electrónicos	51
Figura 16. Fragmentos de las bibliotecas de la programación en Arduino	52
Figura 17. Declaración de las constantes	54
Figura 18. Declaración de las variables en la programación	54
Figura 19. Declaración de las funciones para la programación del dispositivo electrónico	55

Figura 20. Dispositivo de medición	57
Figura 21. Funcionamiento del prototipo.....	59
Figura 22. Valor de la absorbancia	64
Figura 23. Medidas centrales de medición.....	65
Figura 24. Gráfica del Error relativo.....	66
Figura 25. Absortancia y error relativo	66
Figura 26. Gráfica del error relativo 1	67
Figura 27. Gráfica error relativo vs error relativo 1.....	67
Figura 28. Sensor comercial vs Sensor del dispositivo.....	68
Figura 29. Gráfica de intervalos entre sensor comercial vs sensor del dispositivo....	68

ÍNDICE DE ANEXOS

Anexo A. AVAL MÉDICO	87
Anexo B. DATASHEET EPS-WROOM-32.....	88
Anexo C. MICROCHIP MCP1700.....	89
Anexo D. DATASHEET MAX30102	90
Anexo E. DESARROLLO ESTADISTICO	91
Anexo F. PROGRAMACIÓN DEL DISPOSITIVO ELECTRÓNICO	92
Anexo G. PRUEBAS DE FUNCIONAMIENTO DEL DISPOSITIVO	97

RESUMEN EJECUTIVO

La investigación actual se centra en el diseño de un sistema innovador para monitorear los signos vitales y los niveles de glucosa en pacientes diabéticos. Este sistema busca proporcionar una solución más agradable y menos dolorosa en comparación a los diferentes glucómetros tradicionales existentes en el mercado, los cuales requiere punciones en el dedo, generando molestia a los pacientes. El objetivo principal es desarrollar un dispositivo que utilice tecnología no invasiva para medir los niveles de glucosa en la sangre, basándose en avances previos en las tecnologías como lo son la espectroscopia infrarroja (IR) y la fotoacústica.

El proceso implica la creación de un prototipo de glucómetro no invasivo en la cual se evalúa con pacientes diabéticos, comparando sus mediciones con los valores obtenidos mediante un glucómetro convencional. Los resultados muestran una correlación significativa entre ambos métodos de medición, demostrando la precisión del dispositivo no invasivo para determinar los signos vitales y los niveles de glucosa sin causar molestias ni dolor a los pacientes.

Este dispositivo representa una alternativa prometedora para el monitoreo de signos vitales y glucosa en personas con diabetes. Su precisión o comodidad podrían mejorar la adherencia al tratamiento y la calidad de vida de los pacientes al eliminar la necesidad de punciones dolorosas para medir la glucosa, al tiempo que facilita la monitorización de los signos vitales de manera confortable y precisa.

Palabras clave: Fotoacústica, glucosa, signos vitales, diabetes

ABSTRACT

Current research focuses on the design of an innovative system to monitor vital signs and glucose levels in diabetic patients. This system seeks to provide a more pleasant and less painful solution compared to the different traditional glucometers on the market, which require finger pricks, causing discomfort to patients. The main objective is to develop a device that uses non-invasive technology to measure blood glucose levels, based on previous advances in technologies such as infrared spectroscopy (IR) and photoacoustics.

The process involves the creation of a non-invasive glucometer prototype in which diabetic patients are evaluated, comparing their measurements with the values obtained using a conventional glucometer. The results show a significant correlation between both measurement methods, demonstrating the precision of the non-invasive device in determining vital signs and glucose levels without causing discomfort or pain to patients.

This device represents a promising alternative for monitoring vital signs and glucose in people with diabetes. Its accuracy or comfort could improve treatment adherence and patients' quality of life by eliminating the need for painful punctures to measure glucose, while facilitating the monitoring of vital signs in a comfortable and accurate manner.

Keywords: Photoacoustics, glucose, vital signs, diabetes

CAPÍTULO I. MARCO TEÓRICO

1.1 Tema de investigación

SISTEMA ELECTRÓNICO PARA MONITORIZACIÓN DE SIGNOS VITALES Y GLUCOSA EN PACIENTES DIABÉTICOS

1.1.1 Planteamiento del problema

La Organización Panamericana de la Salud junto con la Organización Mundial de la Salud informan que en el mundo existen 422 millones de personas con Diabetes Mellitus tipo 2 y que la mayoría de esta cifra corresponden a países que cuentan con bajos y medianos recursos económicos causando un total de 1.5 millones de muertes cada año, entorno a la diabetes Mellitus (DM), cifra que sigue aumentando relacionada a esta enfermedad. La diabetes es considerada como una de las principales causas de ceguera en los seres humanos incluyendo también ataques cardiacos, derrames cerebrales y en la mayoría de los casos a la amputación de las extremidades inferiores. El mal control de esta enfermedad es causa para que aumente las probabilidades de complicaciones en todos los pacientes con Diabetes, desarrollando así nuevas complicaciones como enfermedades cardiovasculares [1].

De acuerdo con la Organización Mundial de la Salud cerca de 62 millones de personas en América Latina presentan diabetes tipo 2, de lo cual, corresponde a unas 244.084 muertes cada año a causa de esta enfermedad. Desde hace tres décadas en América se le retribuye a la enfermedad relación con el sobrepeso y obesidad, ya que, solo el 60% de la población realiza actividades físicas para mantener una vida de mejor calidad y saludable. En este contexto, es indispensable asegurar el diagnóstico temprano y lograr un buen control de la Diabetes para poder prevenir la morbilidad asociada que trae consigo esta enfermedad en la población que la padece [2].

Según la Organización Panamericana de la Salud (OPS) en Ecuador 1 de cada 10 ecuatorianos entre la edad de 50 a 59 años tienen diabetes y el resto de población con la misma edad se encuentran con un alto grado de colesterol en la sangre o están a punto de tener esta enfermedad. En la encuesta realizada por la Ensanut, las personas

entre 10 a 59 años corresponden solamente a un 1.7% del total de la población que presenta los síntomas para tener Diabetes. Existen muchos factores dentro del Ecuador que se relacionan con el incremento de la Diabetes Mellitus a la que se le atribuyen factores como la alimentación no saludable, la falta de actividad física y el consumo excesivo de alcohol junto con los cigarrillos [3].

Actualmente, existen solo 12 países en América Latina que cuentan con 6 tecnologías básicas para poder gestionar la diabetes en los Centros de Salud Pública, estas tecnologías abarcan desde equipos para la medición de la glucosa en la sangre hasta pruebas destinadas al diagnóstico precoz de complicaciones, incluyendo las tiras reactivas de sangre para el análisis de glucosa y cetonas [2]. Por su parte, en los centros médicos del país no cuentan con la tecnología suficiente para poder realizar un control temprano en los pacientes y los métodos tradicionales que existen son dolorosos y con una baja efectividad [3].

1.2 Antecedentes investigativos

Como punto de partida para el desarrollo del presente proyecto se cuenta con trabajos previos realizados en los últimos años, los cuales están directamente relacionados con el tema, los mismos que se presentan a continuación:

Anchaluisa [4] en la investigación realizada en el año de 2018 en Ambato, titulada “SISTEMA AMBULATORIO PARA EL CONTROL DE SIGNOS VITALES Y PREVENCIÓN DE LA DIABETES MELLITUS”, donde el objetivo de esta investigación es proporcionar un dispositivo portátil destinado a las personas, diseñado para llevar a cabo el monitoreo de la diabetes mellitus y los signos vitales, lo que permite a las personas llevar a cabo sus actividades diarias de manera normal. El sistema utiliza dispositivos y sensores para supervisar los signos vitales que tienden a alterarse en las personas con diabetes mellitus, como la presión arterial, el pulso arterial o la frecuencia cardíaca, y la temperatura corporal. Además, cuenta con un glucómetro que posibilita la medición del nivel de glucosa en la sangre. Los datos recopilados se almacenan en una base de datos en MySQL y en un servidor web

vinculado a WordPress, que facilita la gestión de los datos a través de diversos dispositivos inalámbricos conectados a la red WIFI, permitiendo al usuario visualizar la información almacenada.

Este estudio bajo una metodología de tipo aplicada, presento en su presupuesto total destinado a la implementación del sistema ambulatorio para el monitoreo de signos vitales y la prevención de la diabetes mellitus un valor de 739.76 dólares. Este costo se presenta como una opción económica en comparación con otros sistemas de monitoreo de señales vitales o diabetes, dado que no existe uno que ofrezca ambos tipos de monitoreo. En caso de desarrollar más dispositivos, el costo total se reduciría, ya que no se incluiría el presupuesto de diseño, lo que lo haría más accesible para los pacientes que requieran controlar sus signos vitales y prevenir la diabetes mellitus [4].

Cedeño [5] en el año 2019 en la ciudad Jipijapa con la investigación titulada “EL PROCESO DE ATENCIÓN DE ENFERMERÍA EN PACIENTES CON DIABETES MELLITUS”, indica que, este estudio se llevó a cabo con el propósito de investigar el papel de los cuidados de enfermería en pacientes con diabetes mellitus, con especial atención a la comprensión de los factores de riesgo asociados a esta enfermedad. La problemática abordada se fundamenta en que la diabetes mellitus es una afección crónica y degenerativa que afecta a los individuos, y muchos pacientes no logran detectar la enfermedad a tiempo. Esta falta de detección temprana puede resultar en malestar a largo plazo, ausentismo laboral, incapacidad, limitaciones y años perdidos de vida. Por lo tanto, la prevención de esta enfermedad es de suma importancia para frenar su crecimiento estadístico a nivel mundial.

El enfoque metodológico de esta investigación se basó en un análisis bibliográfico, donde se examinaron materiales científicos relevantes que aportaron información esencial, sobre pautas aplicables para implementar y mejorar el control de la diabetes mellitus en pacientes diagnosticados con esta condición. Como resultado de este proyecto, se logró la adquisición de nuevos conocimientos acreditados y comprobados sobre la diabetes mellitus, los procesos de atención de enfermería y los planes de cuidados y se presenta una propuesta de plan de cuidados destinada a pacientes que padecen esta patología, que se debería tomar en cuenta en los procesos de atención primaria de los pacientes [5]. Es necesario destacar que cada uno de los documentos

analizados y presentados permitirán conocer las diferentes consideraciones sobre esta enfermedad y desde luego como gestionarla de forma adecuada.

García [6] en el estudio elaborado el 2020 en España, cuyo tema fue “DISEÑO DE UN GLUCÓMETRO NO INVASIVO”, indica que, la metodología seleccionada para la medición de glucosa en el prototipo se basa en la espectroscopía de infrarrojo cercano (NIR). Por lo que, el autor indica que, es esencial comprender la Ley de Beer-Lambert para determinar la reducción de la intensidad de la luz cuando incide en el tejido humano, decidir si el sensor debe operar mediante reflexión o transmisión, y seleccionar la longitud de onda apropiada. Para optimizar el proceso de medición, incorporaremos ultrasonidos en la zona de análisis, aprovechando la reorganización y compactación de las moléculas sanguíneas bajo presión acústica. Por lo tanto, es crucial entender los principios físicos subyacentes a los ultrasonidos y su verdadero impacto en la concentración de glucosa en la sangre que son analizados en la investigación.

Después de examinar y evaluar las diversas medidas recopiladas por el autor, se observa que el prototipo desarrollado exhibe un margen de error reducido dentro del contexto de las pruebas experimentales realizadas. Aunque los resultados proporcionan una impresión del correcto funcionamiento del dispositivo en las condiciones evaluadas, es lógico suponer que, para formular conclusiones más sólidas y representativas del verdadero comportamiento del dispositivo ante un conjunto más amplio de pruebas, es necesario incrementar la cantidad de mediciones en futuros censos para controlar la eficacia del prototipo [6].

Gámez [7] en su investigación realizada en 2020 en el Salvador, titulada “DESARROLLO DE UN SISTEMA BIOMÉDICO PARA MONITOREO LOCAL Y REMOTO DE SIGNOS VITALES DE PACIENTES, UTILIZANDO TECNOLOGÍA DE INTERNET DE LAS COSAS IoT”, indica que, el auge de las tecnologías fundamentadas en el concepto de IoT (Internet de las cosas) ofrece diversas aplicaciones, una de ellas consiste en mejorar la prestación de servicios de atención médica con el propósito de prevenir situaciones o condiciones de salud críticas en pacientes, contribuyendo así a salvar vidas. Al recopilar datos provenientes de dispositivos de monitoreo ubicados tanto en entornos domésticos como hospitalarios,

se posibilita la consulta de información sobre pacientes y la realización de diagnósticos en tiempo real desde cualquier ubicación, ya sea por parte de especialistas o mediante sistemas inteligentes basados en Big Data. Este avance tecnológico ha permitido desarrollar instrumentos electrónicos en diversas disciplinas científicas, especialmente en medicina, como dispositivos biométricos, que facilitan el estudio de las señales del cuerpo humano para comprender su comportamiento y detectar posibles patologías.

En este contexto, luego de llevar a cabo pruebas con el personal del Hospital Santa Teresa de Zacatecoluca, se pudo constatar que el prototipo ofrece valores muy próximos en comparación con los obtenidos mediante un equipo especializado. Esto confiere al dispositivo un nivel de confiabilidad del 95% para las lecturas de temperatura corporal, saturación parcial de oxígeno y frecuencia cardiaca. El prototipo desarrollado es aplicable para personas en estado no crítico y mayores de 18 años, siendo útil para usos domésticos. Una ventaja tecnológica significativa es la capacidad de enviar los datos de las mediciones biométricas a un servidor (opción configurable desde la aplicación), permitiendo el acceso a esta información desde cualquier ubicación del mundo a través de dispositivos inteligentes. La programación se convierte en el componente crítico necesario para el uso y explotación efectiva de estas tecnologías [7].

Briseño et al. [8] con su publicación del año 2021 en México, presentan el artículo científico titulado “DETERMINACIÓN NIVELES DE GLUCOSA POR MEDIO DE ESPECTROSCOPIA COMO MÉTODO NO INVASIVO”, en el cual el principal propósito de la investigación consistió en desarrollar un sensor no invasivo mediante la espectroscopia para estimar los niveles de glucosa en la sangre, bajo una perspectiva de tipo experimental, que al indagar se permite el desarrollo de un modelo y/o elemento de automonitoreo para el paciente que permitiría la disminución de complicaciones y de carga económica para el sistema de salud.

Donde al comparar los resultados obtenidos con los niveles séricos de glucosa y analizar las especificaciones estimuladas por la ISOS, se confirmó que el sensor proporciona datos precisos. Aunque en el estudio se menciona que, aún se requieren mejoras, como el aumento de la muestra y la inclusión de más pacientes con diabetes mellitus, así como el registro de los distintos fototipos de los pacientes para verificar

posibles variaciones entre ellos, este estudio demuestra que la espectroscopia es un método adecuado para la monitorización no invasiva. Con la continuación de la investigación para optimizar el dispositivo, se podría obtener un método confiable, no invasivo y fácil de usar. Esto podría facilitar la monitorización continua de los pacientes, mejorando así el control y reduciendo las complicaciones a largo plazo [8].

Gómez [9] en su estudio realizado en el año 2021 en Ibarra, cuyo tema fue, “SISTEMA ELECTRÓNICO PARA EL MONITOREO DE LOS NIVELES DE GLUCOSA EN PACIENTES DIABÉTICOS Y LA DETECCIÓN DE HIPERGLUCEMIA E HIPOGLUCEMIA SÍNTOMAS PREVIOS A UN COMA DIABÉTICO”, donde el autor menciona que el dispositivo electrónico diseñado para supervisar los niveles de glucosa en individuos con diabetes y detectar signos de hiperglucemia e hipoglucemia, precursores de un posible coma diabético, busca mejorar la gestión de la enfermedad en aquellos afectados. Esta herramienta permite al médico acceder a la información en tiempo real de su paciente, asegurando la posibilidad de establecer un tratamiento más adecuado de acuerdo con el estado de salud del individuo diabético.

En el estudio, se creó un sistema electrónico llamado Pigeon-Chek dirigido a personas con diabetes. A través de un algoritmo predictivo y el análisis de los niveles de glucosa en la sangre, este sistema tiene la capacidad de identificar estados de hiperglucemia e hipoglucemia, señales precursoras de un posible coma diabético. El sistema demuestra una eficiencia del 97%, utilizando la técnica de validación cruzada. El algoritmo de predicción logra detectar con un cien por ciento de precisión los estados de emergencia, como la hiperglucemia e hipoglucemia, basándose en los niveles de glucosa. Sin embargo, para cumplir con la norma ISO 15197:2015 de la Comisión Europea, que regula la precisión de los sistemas de monitorización de glucosa en sangre, se resta un 3% al cálculo obtenido. Con relación a las pruebas del estudio, los casos de las Pacientes 1 y 2, se observó una respuesta positiva, ya que, a lo largo de la implementación, el médico realizó ajustes en la dosificación de insulina y la dieta de las pacientes, resultando en niveles de glucosa dentro de rangos ideales en la última semana de pruebas [9].

Por último Broncano [10] en el año 2022 en la ciudad de Riobamba con su investigación titulada “VALOR PREDICTIVO DE LAS PRUEBAS DE PERFIL

GLICÉMICO EN LA DETERMINACIÓN DIAGNOSTICA DE DIABETES MELLITUS”, cuyo propósito fue la recopilación documental e información relacionada al valor predictivo de las diferentes pruebas de perfil glicémico para el diagnóstico de la Diabetes Mellitus, donde se tomó en consideración 59 documentos con relevancia científica, que indican que entre las pruebas para la diabetes están: glucemia en ayuno, glucosa al azar, la prueba de tolerancia oral a la glucosa y la hemoglobina glicosilada, siendo este último el método diagnóstico preferencial y que el diagnóstico de la diabetes es similar en la población de personas adultas como en niños y adolescentes.

Sin embargo, es importante señalar que los resultados obtenidos en el estudio, indicaron que, en el diagnóstico de la Diabetes Mellitus, los exámenes de laboratorio, como la medición de la glucosa basal, la glucosa al azar, la tolerancia oral de la glucosa y la hemoglobina glicosilada, continúan siendo las pruebas principales y en conclusión la autora indica que la medición de la glucemia plasmática en ayunas se considera el método de diagnóstico preferido, con la prueba de tolerancia oral a la glucosa (PTOG75) como método de referencia. Tanto la glucosa plasmática en ayunas como la HbA1c presentan una sensibilidad baja pero una especificidad aceptable para el diagnóstico de la Diabetes Mellitus [10].

1.3 Fundamentación teórica

1.3.1 Diabetes

La diabetes se considera uno de los principales desafíos en el ámbito de la salud pública debido a su alta incidencia. Esta afección crónica y grave surge a raíz de la insuficiente producción de insulina en el páncreas, una hormona esencial para la regulación de los niveles de azúcar (glucosa) en la sangre, conocidos como glucemia. Además, la diabetes puede manifestarse cuando el organismo no logra procesar adecuadamente la insulina producida.

Hoy en día, se tienen identificados diversos tipos de diabetes, de los cuales los siguientes son los más comunes a nivel global [11]:

- La diabetes tipo 1 se caracteriza por la incapacidad del organismo para producir cantidades suficientes de insulina, ya que el sistema inmunológico combate y destruye las células pancreáticas encargadas de su producción. Este tipo de diabetes se detecta principalmente en niños y adultos jóvenes, aunque no está restringida a ninguna franja etaria. Cuando se diagnostica la diabetes tipo 1, el paciente debe administrarse insulina a diario para mantener su bienestar.
- La diabetes tipo 2, la variedad más prevalente de la enfermedad suele ser identificada en individuos de edad avanzada y adultos de mediana edad, aunque también se ha vuelto común en personas de todas las edades en la actualidad. Al igual que el tipo anterior de diabetes, esta afección se origina por la deficiencia del páncreas en la producción de la hormona insulina.
- La diabetes gestacional, tal como sugiere su nombre, impacta a mujeres que se encuentran en estado de gestación. En la mayoría de los casos, esta afección desaparece después del parto. No obstante, las mujeres que han recibido un diagnóstico de diabetes gestacional tienen un mayor riesgo de desarrollar diabetes tipo 2 en el transcurso de sus vidas. En ocasiones, la diabetes gestacional resulta ser en realidad una manifestación temprana de la diabetes tipo 2.
- Además, existen otras variedades menos habituales de diabetes, entre las cuales se incluye la diabetes monogénica, una afección de carácter hereditario, así como la diabetes vinculada a una enfermedad específica, como la fibrosis quística.

1.3.2 Enfermedades y complicaciones derivadas de la Diabetes

Así como es de gran importancia conocer el adecuado manejo de la diabetes y el estilo de vida que debe llevar el paciente una vez que haya sido diagnosticado con esta enfermedad, es fundamental estar en conocimiento de las complicaciones que pueden llegar a presentarse, entre algunas de estas se conocen:

- Cetonas, esto ocurre en el momento en el cual el azúcar en la sangre está elevado por los bajos niveles de insulina, el organismo del paciente utiliza las grasas que han sido consumidas para tratar de producir energía y este proceso produce desechos conocidos como cetonas y son perjudiciales para la salud.
- Daño renal, el constante aumento de glucosa presente en la sangre ocasiona también afecciones de los riñones, afectando su normal proceso, impidiendo el adecuado filtrado de sustancias altamente tóxicas que se hallan o pueden encontrarse en la sangre.
- Enfermedades del corazón y de los vasos sanguíneos, debido a la hiper e hipoglucemia se puede llegar a tener daños en el corazón y en los vasos, incluyendo infarto al miocardio, angina, dolor en el tórax y obstrucciones de las arterias que irrigan sangre y nutren al corazón.
- Hiperglucemia, esta sintomatología hace referencia a los elevados niveles de glucemia en la sangre, por ejemplo, en ayunas un valor mayor de 110 mg/dl, si este padecimiento es persistente puede desencadenar en trastornos como impotencia sexual, daño permanente en los nervios, contracciones de los músculos involuntarias, entre otras [12].

Estas son algunas de las enfermedades y complicaciones derivadas de la diabetes, para el desarrollo de este proyecto se hace especial énfasis en las dos últimas sintomatologías mencionadas en el listado anterior, la hiperglucemia e hipoglucemia trastornos que tienen que ver en primer lugar con los niveles de los resultados de glucosa en la sangre, con estos datos se desarrollará la predicción de estas sintomatologías que pueden desencadenar en un coma diabético, posteriormente se incluirán o no variables a criterio del especialista de salud con la finalidad de hacer más exacto el proceso de predicción. La Figura 1 representa un esquema de las complicaciones causadas por el deterioro de la diabetes.

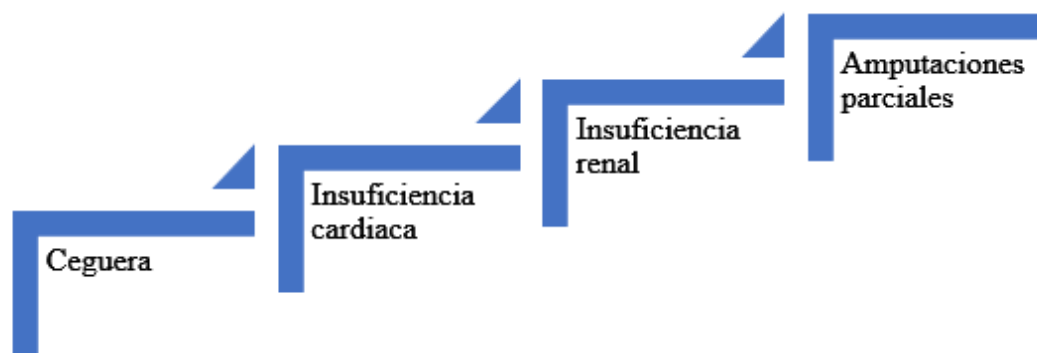


Figura 1. Esquema de las complicaciones derivadas de la diabetes [3].

1.3.3 Síntomas de la Diabetes

No hay síntomas claros de prediabetes, por lo que una persona podría tenerla y no estar consciente de ello. Algunas personas con prediabetes pueden presentar algunos de los síntomas de la diabetes o incluso problemas debido a la diabetes. Por lo general, el padecimiento se detecta cuando la persona se realiza una la prueba de diabetes. Los resultados que indican una prediabetes son:

- Un A1c de 5,7% a 6,4%.
- Glucosa (azúcar) en sangre en ayunas de 100 a 125 mg/dl
- Una prueba de tolerancia oral a la glucosa (OGTT, por sus siglas en inglés) de 2 horas de glucosa (azúcar) en sangre de 140 mg/dl a 199 mg/dl [13].

1.3.4 Tratamiento

La diabetes, una condición crónica sin cura conocida, salvo la diabetes gestacional que suele desaparecer tras el parto, ha experimentado avances significativos en los tratamientos en los últimos años. Se continúa investigando con el fin de desarrollar estrategias preventivas y terapias innovadoras. El abordaje terapéutico varía según el tipo de diabetes diagnosticada, pudiendo incluir la administración de insulina o la ingesta de fármacos por vía oral. Además de estos tratamientos farmacológicos, se destaca la importancia de seguir un plan de alimentación saludable, mantener un peso adecuado y llevar a cabo actividad física regular.

Es crucial reconocer las diferencias entre los distintos tipos de diabetes y comprender cómo varían sus enfoques de tratamiento. Mientras se investiga en busca de nuevos tratamientos, la atención personalizada y la adopción de un estilo de vida saludable son pilares fundamentales en el manejo efectivo de esta condición médica. [14].

Diabetes Tipo 1

- Administración de insulina como parte vital de la rutina diaria para mantener la salud.
- Monitorización diaria de los niveles de glucosa para un control preciso de la condición.
- Seguir un plan de alimentación equilibrado y adaptado, crucial para el manejo de la diabetes.
- Realización de actividad física regular como un pilar fundamental en el cuidado de la salud, física y mental.

Diabetes Tipo 2

- Mantener un estilo de alimentación saludable como parte integral del tratamiento
- Comprometerse a realizar ejercicio físico de manera consistente en la rutina diaria
- Controlar los niveles de glucosa antes de las comidas y una hora después como parte del seguimiento constante para el tratamiento de la Diabetes

1.3.5 Factores a determinar para el comportamiento de la Diabetes tipo 1 y 2

Los factores que se evalúan para determinar la diabetes tipo 1 y tipo 2 pueden variar, pero en general, se consideran varios aspectos clave en el diagnóstico de ambas condiciones.

Para la diabetes tipo 1, se presta atención a factores como la presencia de autoanticuerpos que atacan las células beta del páncreas, la rapidez con la que aparecen los síntomas y la necesidad inmediata de insulina para controlar el azúcar en sangre.

En el caso de la diabetes tipo 2, se analizan factores como la resistencia a la insulina, la edad, el historial familiar de diabetes, la obesidad, la actividad física y los niveles de glucosa en ayunas. También se tienen en cuenta los síntomas, como la sed excesiva, la micción frecuente y la fatiga.

Es importante señalar que el diagnóstico preciso requiere la evaluación de un profesional de la salud, quien puede utilizar pruebas de laboratorio, análisis clínicos y evaluaciones médicas para determinar el tipo de diabetes y establecer un plan de tratamiento adecuado [15] .

1.3.6 Métodos de Medición de Glucosa no invasivos

Los métodos no invasivos para medir los niveles de glucosa son tecnologías y dispositivos que permiten evaluar la concentración de glucosa en el cuerpo sin requerir punciones en la piel ni extracciones de sangre. Estas alternativas representan una opción atractiva en comparación con los métodos convencionales de monitoreo de glucosa, especialmente para aquellas personas que necesitan verificar sus niveles de azúcar en sangre de manera frecuente [16]. A continuación, se presenta algunos de los métodos no invasivos desarrollados hasta la actualidad:

- **Monitores de Glucosa en tiempo real:** Un sistema de monitoreo continuo de glucosa (CGM, por sus siglas en inglés) consiste en un dispositivo que rastrea constantemente los niveles de azúcar en sangre a través de un diminuto sensor colocado justo debajo de la piel. Aunque algunos de estos sistemas requieren una pequeña aguja para insertar el sensor, se han logrado avances significativos en el desarrollo de sensores CGM totalmente no invasivos. Estos dispositivos tienen la capacidad de ofrecer mediciones casi ininterrumpidas de los niveles de glucosa, y algunos incluso pueden alertar a los usuarios cuando los niveles de azúcar en sangre están fuera de los rangos adecuados, ya sea demasiado altos o demasiado bajos [17].

- **Tecnología de espectroscopia:** Estos dispositivos no invasivos emplean tecnología de luz para examinar las características químicas de los tejidos corporales, permitiendo la medición de los niveles de glucosa. Esta evaluación se realiza a través de la piel y no implica la necesidad de obtener una muestra de sangre.
- **Monitores Flash de Glucosa:** El sistema de monitoreo flash, también conocido como sistema de monitoreo de glucosa tipo flash o sistema de monitorización tipo flash, es una tecnología que permite a las personas con diabetes medir sus niveles de glucosa en el líquido intersticial de manera continua y en tiempo real.
- **Parches de Piel:** Estos dispositivos se sujetan a la piel y tienen la capacidad de detectar los niveles de glucosa mediante las células de la piel, prescindiendo así de la necesidad de realizar perforaciones o punciones en la piel para obtener la medición [17].

Es crucial destacar que la exactitud y fiabilidad de estos enfoques no invasivos pueden mostrar variaciones muy considerables y, hasta el mes de septiembre del año 2021, no todos estos dispositivos han recibido la aprobación de organismos reguladores, como lo es el FDA en los Estados Unidos. Por consiguiente, resulta fundamental buscar asesoramiento profesional de un especialista en salud antes de adoptar un nuevo método para medir los niveles de glucosa en la sangre para prevenir futuras complicaciones como se detalla en la Figura 2.

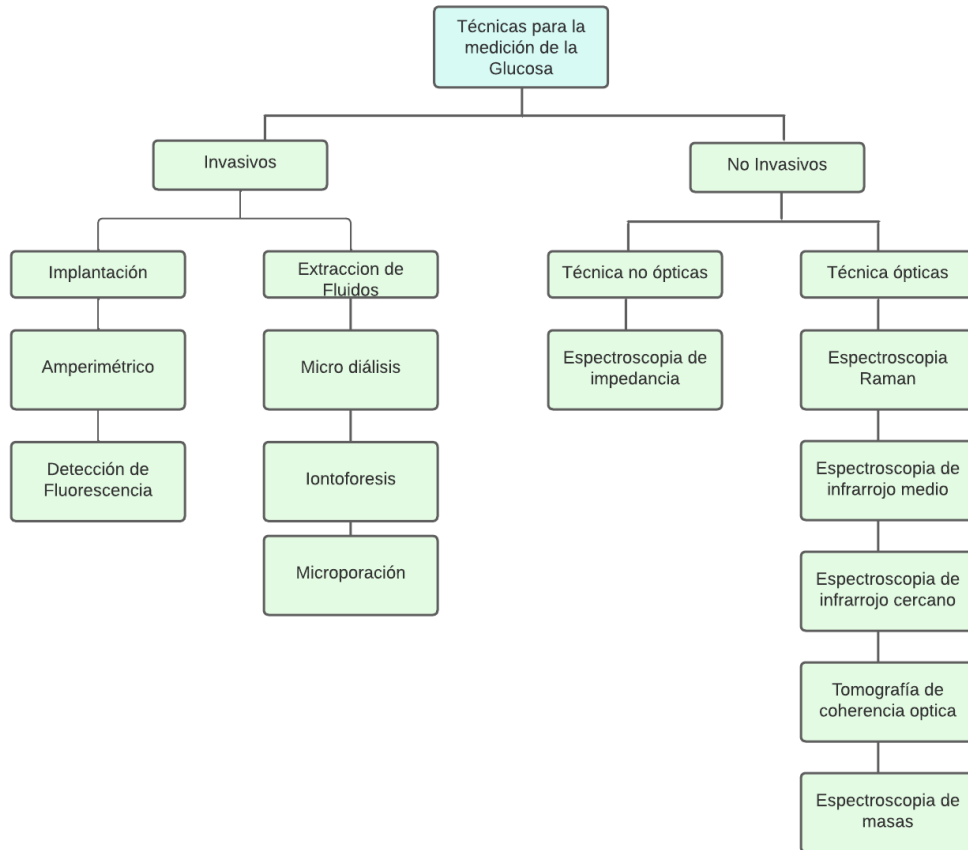


Figura 2. Métodos no invasivos [18]

1.3.7 Sensores

Un sensor es un aparato que tiene la capacidad de percibir diferentes magnitudes físicas o químicas, conocidas como variables de instrumentación, y convertirlas en señales o datos eléctricos. Estas variables de instrumentación pueden incluir una amplia gama de mediciones como temperatura, intensidad, distancia, aceleración, inclinación, desplazamiento, fuerza, humedad, presión o torsión. [19].

1.3.8 Tarjetas de control

La placa de control o controlador actúa como enlace entre la computadora y el sistema o robot a controlar. Estas reciben instrucciones de la computadora en forma digital y tienen que convertirlas en señales, generalmente analógicas, que el robot pueda entender y viceversa; también deben recibir señales de sistemas robóticos y enviarlas

a una computadora para su procesamiento. Hay diferentes tipos de controladores, pero se parecen a cualquier otra placa de circuito. Los controladores requieren su propia fuente de alimentación [20].

1.3.9 SBC

El Oracle asiste a los proveedores de servicios en la provisión de comunicaciones confiables, en tiempo real y de nivel operador, tales como VoLTE, VoIP, así como servicios de llamadas, presencia, mensajería instantánea (IM) e IPTV. Este sistema cuenta con características excepcionales, ofrece un amplio respaldo de protocolos, capacidad de adaptación y gestión en distintos tipos de redes IP. Dadas estas capacidades, el Oracle Communications SBC emerge como la elección óptima para los operadores que buscan expandir sus redes hacia la nube y la tecnología 5G. [21].

1.3.10 Interfaz Gráfica

La interfaz gráfica de usuario, es un software que actúa como punto de contacto entre el usuario y la computadora. Utiliza elementos visuales como imágenes, iconos y otros objetos gráficos para representar la información y las diversas acciones disponibles en la interfaz. Su propósito fundamental radica en ofrecer un entorno visual intuitivo y accesible, facilitando la interacción y la comunicación con el sistema operativo de un dispositivo electrónico, ya sea una computadora, una máquina o cualquier otro dispositivo tecnológico. es un medio de interacción visual entre los usuarios y los dispositivos electrónicos. Por ello, es usado en la mayoría de los sitios web, programas para computadora, aplicaciones móviles, sistemas operativos, entre otros tipos de software existentes [22].

1.3.11 Almacenamiento en la nube

El almacenamiento en la nube es un servicio que permite almacenar datos transfiriéndolos a través de Internet o de otra red a un sistema de almacenamiento externo. Hay cientos de sistemas de almacenamiento en la nube diferentes que abarcan desde almacenamiento personal, que guarda o mantiene copias de seguridad de correo

electrónico, fotos, vídeos y otros archivos personales de un usuario, hasta almacenamiento empresarial, que permite a las empresas utilizar almacenamiento en la nube como solución comercial de copia de seguridad remota donde la compañía puede transferir y almacenar de forma segura archivos de datos o compartirlos entre ubicaciones [23].

1.3.12 Tecnología Wearable

Un wearable es un dispositivo tecnológico diseñado para ser llevado en el cuerpo o incorporado en prendas de vestir, con el propósito de realizar seguimiento, monitoreo o control. Estos dispositivos suelen estar equipados con una variedad de sensores, procesadores, elementos de comunicación y otras tecnologías que permiten la captura de datos relacionados con el cuerpo del usuario y su entorno. La recopilación de estos datos tiene como finalidad ofrecer información relevante y, en algunos casos, facilitar el control de otros dispositivos, mejorando así la calidad de vida de quienes los utilizan [24].

1.3.13 Sistema de Monitoreo de Bio señales

Un sistema de monitoreo de bioseñales se define como una herramienta tecnológica especializada que tiene la capacidad de capturar, procesar y analizar señales biológicas producidas por el cuerpo humano. Estas señales comprenden una amplia gama de mediciones, tales como el electrocardiograma, la frecuencia cardíaca, la actividad cerebral, la actividad muscular, la respiración, entre otras. El propósito fundamental de estos sistemas consiste en suministrar información detallada acerca del estado de salud y el funcionamiento fisiológico de un individuo [25].

Estos sistemas tienen aplicaciones en diversos campos, abarcando desde la medicina clínica hasta la investigación biomédica, la rehabilitación, el ámbito deportivo y el bienestar personal. En la medicina clínica, por ejemplo, son herramientas cruciales para monitorear y diagnosticar condiciones médicas, proporcionando datos precisos sobre la función cardiovascular, respiratoria, neurológica y muscular, entre otras. En el ámbito de la investigación biomédica, estos sistemas permiten el estudio y análisis

de patrones fisiológicos para comprender mejor diversas enfermedades y desarrollar tratamientos más eficaces [25].

1.3.14 Digital Ocean

Digital Ocean es una plataforma altamente demandada en el ámbito de los servicios en la nube, reconocida por su robusta infraestructura y su gama diversificada de servicios. Principalmente utilizado para el alojamiento de aplicaciones y sitios web, esta plataforma destaca por su facilidad de uso, convirtiéndose en la preferida de los usuarios. Los centros de datos de Digital Ocean garantizan un alto nivel de seguridad para las aplicaciones alojadas en su entorno [26].

1.3.15 Espectroscopia de infrarrojo cerca (NIR)

La espectroscopia de infrarrojo cercano (NIR) es una técnica analítica que se utiliza para analizar y caracterizar una amplia variedad de materiales y sustancias. Esta técnica se basa en la interacción de la luz en la región de longitud de onda cercana al infrarrojo con las moléculas presentes en una muestra [27].

La región del espectro electromagnético que abarca el NIR se sitúa entre el espectro visible y el infrarrojo cercano. Esta región comprende longitudes de onda más largas que las del espectro visible pero más cortas que las del infrarrojo medio. En el rango de longitudes de onda de aproximadamente 700 a 2500 nanómetros, la luz en el NIR interactúa con las moléculas de la muestra, lo que permite obtener información valiosa sobre sus propiedades físicas y químicas [27].

El propósito fundamental de emplear la espectroscopía de infrarrojo cercano (NIR) para la medición de glucosa en sangre consiste en lograr una lectura precisa sin la necesidad de realizar una punción en la piel. En términos teóricos, la luz NIR tiene la capacidad de penetrar en la piel y reflejarse hacia el dispositivo utilizado, el cual luego analiza esta luz reflejada para determinar los niveles de glucosa presentes. No obstante, este enfoque plantea un desafío técnico significativo debido a varios factores, como las diferencias individuales en la composición de la piel y la posibilidad de que otras

sustancias presentes en la piel también absorban la luz NIR, lo que puede interferir en la medición precisa de los niveles de glucosa [28].

1.3.16 Espectro de Absorbancia de la Glucosa

El espectro de absorbancia de la glucosa en la región de infrarrojo cercano (NIR) muestra las características de absorción de la glucosa en respuesta a la radiación electromagnética en ese rango de longitudes de onda. La glucosa, al ser una molécula con grupos funcionales específicos, exhibe patrones de absorción de luz en ciertas longitudes de onda en la región NIR.

Los espectros de absorbancia proporcionan información sobre cómo la glucosa interactúa con la luz en diferentes longitudes de onda dentro del rango NIR. Estos espectros se analizan y se comparan con espectros de referencia para identificar y cuantificar la presencia de glucosa en una muestra, como la sangre, aunque la interpretación precisa y la cuantificación pueden verse afectadas por la complejidad de la matriz biológica y la interferencia de otros componentes presentes en la muestra [29].

1.3.17 Configuraciones ópticas de medición

Se emplean distintas configuraciones ópticas en la espectroscopía para medir la absorbancia de la glucosa. Estas configuraciones están específicamente diseñadas para mejorar la detección de la señal de la glucosa y reducir al mínimo cualquier interferencia causada por otros componentes presentes en el tejido [30]. Entre las configuraciones ópticas más frecuentemente utilizadas se encuentran:

- **Transmisión:** En la disposición de transmisión, se emite luz desde una fuente que atraviesa el tejido en cuestión antes de ser captada por un sensor en el lado opuesto. Si bien esta técnica es efectiva para tejidos delgados, puede representar un desafío en tejidos más gruesos debido a la disminución en la intensidad de la luz, lo que dificulta su detección precisa.
- **Reflectancia:** La técnica de Reflectancia en espectroscopía es una metodología comúnmente empleada en la investigación y la medicina para analizar muestras

biológicas, particularmente tejidos externos como la piel. En este método, la fuente de luz y el detector se colocan en el mismo lado del tejido que se está analizando.

- **Interactancia:** La técnica de interactancia en espectroscopía es una variante utilizada para analizar muestras biológicas, similar a la reflectancia, pero con una disposición diferente de la detección de la luz. En la interactancia, a diferencia de la reflectancia donde tanto la fuente de luz como el detector se encuentran en el mismo lado del tejido, el detector está colocado en un punto diferente al de la emisión de la luz.
- **Dispersión Raman:** En esta técnica, se utiliza un láser como fuente de excitación, que al incidir sobre una muestra genera cambios en la energía de la luz debido a la interacción con las moléculas. Una parte de la luz dispersada conserva la energía original del láser (llamada dispersión elástica), mientras que otra parte de la luz dispersada cambia de energía debido a la interacción con las moléculas de la muestra.

1.3.18 Modelos de estimación para la Glucosa

Estos modelos se basan en análisis avanzados de los datos espectroscópicos para establecer relaciones matemáticas entre las señales detectadas y la concentración de glucosa en la muestra analizada. Al aprovechar la información proporcionada por la absorción de la luz en las diferentes longitudes de onda, estos modelos buscan correlacionar patrones espectroscópicos específicos con los niveles de glucosa presentes en el tejido [31].

Es importante destacar que la construcción y validación de estos modelos de estimación de glucosa requieren la utilización de conjuntos de datos amplios y representativos, así como la calibración precisa para garantizar su exactitud y confiabilidad en la predicción de los niveles de glucosa. Estos modelos matemáticos se utilizan para interpretar los datos espectroscópicos y estimar con precisión los niveles de glucosa en aplicaciones donde la medición no invasiva de la glucosa es fundamental, como en el monitoreo continuo de la diabetes [31].

1.3.19 Medición de la Temperatura corporal

La temperatura corporal es un indicador crucial de la salud y el funcionamiento del cuerpo humano. Generalmente, se considera que la temperatura normal varía entre los 97.8 °F (36.5 °C) y los 99 °F (37.2 °C) en adultos sanos, aunque pueden existir pequeñas variaciones individuales [32].

Este rango puede estar influenciado por varios factores. Por ejemplo, la actividad física reciente tiende a elevar la temperatura corporal debido al aumento del metabolismo y la producción de calor. Asimismo, el consumo de alimentos y líquidos puede afectar temporalmente la temperatura corporal, especialmente en los momentos posteriores a la ingesta [32]. La medición de la temperatura se puede medir en distintas zonas del cuerpo en las que se detalla a continuación:

- **Vía oral:** La medición de la temperatura se lleva a cabo comúnmente a través de la boca utilizando un termómetro digital que emplea una sonda electrónica. Este dispositivo es capaz de precisar la temperatura corporal con mayor exactitud y rapidez.
- **Vía rectal:** La medición de la temperatura a través de la vía rectal generalmente arroja lecturas de 0.5 a 0.7 grados Celsius más altas en comparación con la toma oral. Esta técnica se emplea con mayor frecuencia en bebés debido a que su capacidad para regular la temperatura corporal difiere de la de un niño mayor o un adulto.
- **Vía axilar:** La medición de la temperatura debajo de la axila se lleva a cabo utilizando un termómetro digital. Normalmente, al tomar la temperatura a través de esta vía, se obtienen lecturas que suelen ser de 0.3 a 0.4 grados Celsius más bajas en comparación con la medición oral.
- **En la piel:** Con un termómetro especial, se puede medir rápidamente la temperatura de la piel de la frente. Algunos termómetros ni siquiera requieren contacto con la piel para medir la temperatura. A continuación los rangos de temperatura corporal en la Figura 3.

Medida	Temperatura normal (°C)	Fiebre (°C)
Rectal	36,6-38,0	>38,8
Oral	35,5-37,5	>37,8
Axilar	34,7-37,2	>37,2
Timpánica	35,8-38,0	>38,0

Figura 3. Rangos de Temperatura corporal dependiendo de la zona medida [33]

1.3.20 Medición de la frecuencia cardíaca

La frecuencia cardíaca se refiere al número de pulsaciones que el corazón realiza por minuto. Este ritmo vital es esencial para el bombeo de la sangre a través del cuerpo, lo que se refleja en la expansión y contracción de las arterias con el flujo sanguíneo. La toma del pulso no solo proporciona información sobre la frecuencia cardíaca, sino que también permite evaluar otros aspectos de la salud cardiovascular [32].

El pulso considerado normal para un adulto sano suele situarse entre los 60 y 100 latidos por minuto. Sin embargo, esta frecuencia puede variar significativamente, especialmente en situaciones como el ejercicio físico, enfermedades, lesiones o estados emocionales.

1.3.21 Norma ISO 14971

La norma ISO 14971 es un estándar internacional que se enfoca en la gestión de riesgos para los dispositivos médicos. Establece un marco para la identificación, evaluación y control de los riesgos asociados con estos dispositivos a lo largo de su ciclo de vida, desde el diseño y desarrollo hasta la producción, distribución y uso continuado [34].

Su objetivo principal es garantizar la seguridad de los dispositivos médicos al abordar sistemáticamente los riesgos potenciales, considerando factores como la probabilidad de ocurrencia de un evento adverso y la gravedad de sus consecuencias. La norma ISO 14971 se basa en un enfoque de gestión de riesgos que implica la realización de evaluaciones continuas a lo largo del tiempo, adaptándose a los cambios y mejorando la seguridad del dispositivo [34].

1.3.22 Norma ISO 15197

La norma ISO 15197 se centra en los requisitos para los sistemas de medición de glucosa en sangre utilizados en el control de la glucosa para personas con diabetes. Proporciona directrices para la precisión y la exactitud de los dispositivos de medición de glucosa en sangre, asegurando que estos sistemas cumplan con estándares específicos para garantizar resultados confiables [35].

Esta norma establece los criterios de rendimiento para los medidores de glucosa en la sangre y los sistemas de medición que se utilizan en entornos clínicos y hogareños. Define los requisitos para la precisión, la trazabilidad y las características de rendimiento de estos dispositivos, incluyendo la calibración, la muestra de sangre requerida, la identificación de errores y la documentación para los usuarios [35].

1.4 Objetivos

1.4.1 Objetivo general

Implementar un sistema electrónico para monitorización de signos vitales y glucosa en pacientes diabéticos.

1.4.2 Objetivos específicos

- Determinar las características de la enfermedad de Diabetes Mellitus Tipo 2 y los factores de control clínico.
- Seleccionar las tecnologías de hardware y software que se usan para el monitoreo de signos vitales y los niveles de glucosa en pacientes con diagnóstico de Diabetes Mellitus Tipo 2.
- Diseñar un sistema electrónico para la monitorización en tiempo real de signos vitales y glucosa en pacientes diagnosticados con diabetes mellitus tipo 2.
- Realizar pruebas de valoración del prototipo desarrollado.

CAPÍTULO II. METODOLOGÍA

2.1 Materiales

La investigación se centró en el desarrollo de un glucómetro que no requiere una punción cutánea para medir los niveles de glucosa en la sangre. Este innovador dispositivo emplea una combinación de tecnologías para realizar mediciones no invasivas. Los materiales empleados en la creación de esta herramienta pueden diferir según la tecnología específica utilizada. A continuación, se detallan algunos de los materiales que se han empleado en la construcción y funcionamiento de este dispositivo.

- **Sensores ópticos:** En un glucómetro no invasivo que opera mediante tecnología óptica o espectroscópica, se necesitan componentes que puedan generar y captar luz. Esta configuración implica la presencia de un emisor de luz, como un diodo emisor de luz (LED), así como un sensor de luz o fotodiodo IRL para detectar la luz reflejada o transmitida a través de la muestra biológica. Estos elementos ópticos forman parte esencial del dispositivo al permitir la medición precisa de los niveles de glucosa sin la necesidad de perforar la piel.
- **Electrónica de control:** Se emplea un microcontrolador, posiblemente fabricado con silicio, para dirigir las funciones del dispositivo. Este componente se encarga de procesar las señales captadas por el sensor, lleva a cabo los cálculos pertinentes y entrega una lectura precisa de los niveles de glucosa en la sangre. Su papel es fundamental en el control operativo del glucómetro, ya que gestiona la información generada por el sensor para proporcionar mediciones fiables y útiles sin necesidad de intervención humana.
- **Circuitos de transmisión de datos:** Para posibilitar la transferencia de datos hacia un smartphone u otro dispositivo con el fin de realizar su análisis y seguimiento, se recurre a la incorporación de un módulo Bluetooth. Este componente suele estar compuesto por un chip de radio y una antena, permitiendo establecer una conexión inalámbrica que posibilita la transmisión ágil y eficaz de la información obtenida por el glucómetro. Esta funcionalidad

facilita la integración de los datos en aplicaciones o sistemas de monitoreo, mejorando así la accesibilidad y la gestión de la información relacionada con los niveles de glucosa en el usuario.

En la Tabla 1 se pueden identificar las características de los materiales empleados en la investigación, comprendiendo sus propiedades óptimas, así como el razonamiento detrás de su selección, adaptándolos para satisfacer las necesidades específicas requeridas. Esto implica analizar detalladamente los materiales ideales utilizados en el estudio, considerando sus atributos particulares y explicando por qué fueron elegidos, enfocándose en cómo se ajustan precisamente a los requisitos y objetivos planteados en la investigación.

Tabla 1. Características de los materiales utilizados

Materiales	Características	Método de uso
ESP-32 WROOM-32	El ESP-32 WROOM-32 es un módulo de desarrollo que ofrece conectividad WiFi y Bluetooth de manera integrada	Este dispositivo cuenta con un conjunto de características que incluyen un microcontrolador de doble núcleo de 32 bits con capacidad de procesamiento, así como una memoria integrada, la cual permite almacenar programas y datos. El ESP-32 WROOM-32 destaca por su versatilidad, bajo consumo energético y capacidad para ser programado fácilmente.
MAX30102	El MAX30102 puede detectar y medir la frecuencia cardíaca de manera precisa y rápida a través de la detección de cambios en la absorción de luz infrarroja y roja por la piel.	Permite medir la saturación de oxígeno en la sangre (SpO2) utilizando la tecnología de reflectancia de luz. Este sensor integra múltiples componentes, incluyendo diodos emisores de luz (LED) y fotodetectores, lo que simplifica su uso y aplicación en dispositivos médicos y de monitoreo de salud. Ofrece interfaces de comunicación digital como I2C (Inter-Integrated Circuit) para la transferencia de datos con microcontroladores u otros dispositivos.
MLX90614ESF-BCC	Sensor de temperatura digital, infrarrojo (IR), -40°C ~ 85°C 16b TO-39	Este sensor puede medir la temperatura de un objeto sin necesidad de contacto físico, utilizando la radiación infrarroja emitida por el objeto. Proporciona mediciones

		<p>precisas con una resolución de 0.02°C, lo que permite obtener resultados detallados y fiables. El sensor MLX90614ESF-BCC ofrece una salida de datos digital mediante protocolo de comunicación I2C, facilitando su integración con microcontroladores y otros dispositivos. Está diseñado para operar con bajo consumo de energía, lo que lo hace adecuado para aplicaciones donde la eficiencia energética es importante.</p>
RESISTENCIA 20K	<p>Una resistencia de 20 kilohmios es un componente electrónico que controla el flujo de corriente en un circuito.</p>	<p>Su valor está especificado en 20,000 ohmios y se utiliza para limitar la cantidad de corriente que pasa a través de ella. Las resistencias se emplean en diversos contextos electrónicos para ajustar el voltaje, la corriente o las señales en un circuito, ya sea para dividir el voltaje, limitar corriente, filtrar señales o para otras aplicaciones específicas en la electrónica y sistemas eléctricos.</p>
CAPACITOR 10uF	<p>Su valor está indicado en microfaradios y representa la capacidad de almacenamiento de carga del capacitor.</p>	<p>Estos capacitores se utilizan para una amplia variedad de propósitos en circuitos electrónicos, como filtrado de señales, acoplamiento de señales, almacenamiento temporal de energía, entre otros usos. La capacidad de 10 microfaradios del capacitor determina cuánta carga puede almacenar y liberar en un circuito determinado. Es importante tener en cuenta que los capacitores se encuentran disponibles en una amplia gama de valores de capacitancia, y un capacitor de 10uF es una opción común para aplicaciones donde se necesita una capacidad moderada de almacenamiento de carga eléctrica.</p>
CIRCUITO INTEGRADO MCP6002T	<p>IC OPAMP GP 2 CIRCUIT 8DFN Amplificadores 2 circuitos Riel a riel 8-DFN (2x3)</p>	<p>Es un amplificador operacional de baja potencia con dos amplificadores en un solo chip (también conocido como un amplificador operacional de doble canal). Consumo de corriente extremadamente bajo,</p>

		<p>lo que lo hace ideal para aplicaciones de bajo consumo de energía y batería. Puede operar con voltajes de alimentación simples o duales, típicamente desde voltajes muy bajos hasta voltajes moderadamente altos. Posee una alta impedancia de entrada, lo que minimiza la carga en las señales de entrada y ayuda a mantener la precisión en las mediciones. Ofrece un rendimiento preciso con una distorsión mínima y niveles de ruido reducidos.</p>
GUVV-S10GD	SENSOR PHOTODIODE 220-280NM 1414	<p>Es un fotodiodo sensible a la luz ultravioleta del tipo UVC. Este tipo de fotodiodo está diseñado para detectar la radiación ultravioleta en un rango específico de longitudes de onda, generalmente entre 100 y 280 nanómetros. Cuando es expuesto a la luz UVC, el fotodiodo genera una corriente eléctrica como respuesta a la radiación ultravioleta detectada. Las especificaciones detalladas, como la sensibilidad, el tiempo de respuesta y otras características, pueden variar dependiendo del fabricante y modelo específico del fotodiodo UVC GUVV-S10GD.</p>
QSB34GR	SENSOR PHOTODIODE 940NM 2SMD GW	<p>Este dispositivo es un sensor fotodiodo diseñado para captar la radiación infrarroja con una longitud de onda específica de 940 nanómetros (nm). Se encuentra encapsulado en un formato SMD con 2 pines, lo que lo hace adecuado para ser integrado fácilmente en placas de circuito impreso. Su función principal es detectar luz infrarroja en aplicaciones especializadas que requieren sensibilidad a esta longitud de onda, como en sistemas de seguridad, dispositivos de control remoto, sensores de proximidad y otros usos donde la detección precisa de la luz infrarroja es fundamental para su funcionamiento adecuado.</p>

MTPD3001D3-030	SENSOR PHOTODIODE 1300NM RADIAL	Es un fotodiodo especialmente diseñado para detectar luz en el rango de longitud de onda de 1300 nanómetros (nm). Este dispositivo está fabricado con el propósito de ser sensible a la radiación infrarroja en esa longitud de onda específica. Sus características principales incluyen su capacidad para captar y convertir la luz infrarroja de 1300 nm en una señal eléctrica. Viene en un encapsulado o paquete que permite su montaje y conexión a circuitos eléctricos.
QSB34GRCT-ND	SENSOR PHOTODIODE 940NM 2SMD GW	Es un dispositivo diseñado para detectar luz infrarroja con una longitud de onda de 940 nanómetros (nm). Viene en un encapsulado SMD con dos pines, lo que facilita su integración en placas de circuito impreso. Este sensor tiene la capacidad de capturar la luz infrarroja en el rango de 940 nm y convertirla en una señal eléctrica. Está destinado a aplicaciones que requieren la detección precisa de luz infrarroja en esa longitud de onda específica, como en sistemas de seguridad, controles remotos, sensores de proximidad y otras aplicaciones donde la detección precisa de luz infrarroja es fundamental para su funcionamiento adecuado.

2.2 Métodos

2.2.1 Modalidad de la investigación

El enfoque de la investigación aplicada se concentró en abordar desafíos concretos en situaciones de la vida real y en implementar los hallazgos obtenidos en la investigación en contextos prácticos. En esta ocasión, el objetivo de la investigación fué desarrollar una solución tecnológica destinada a mejorar el seguimiento y la gestión de la Diabetes Mellitus. Este trabajo se orientó hacia la creación de herramientas tecnológicas que

podieran facilitar el monitoreo preciso y el control efectivo de esta condición médica, buscando ofrecer una contribución significativa y directa para mejorar la calidad de vida de las personas afectadas por la diabetes.

Esta forma de investigación abarcó diferentes etapas que se detallan a continuación:

- **Revisión de literatura:** Durante esta fase, se llevó a cabo una exhaustiva revisión de estudios e investigaciones previas, así como el análisis detallado de las tecnologías ya existentes vinculadas al seguimiento de los signos vitales y los niveles de glucosa en personas que padecen diabetes.
- **Identificación de problemas y necesidades:** Durante este paso, se procedió a identificar minuciosamente los obstáculos y las restricciones presentes en las tecnologías en uso actualmente. Además, se delinearón y especificaron detalladamente los requisitos que el futuro sistema debía abordar y cumplir para superar las deficiencias observadas en los dispositivos comerciales existentes en el medio.
- **Diseño y desarrollo del sistema:** Con base en los datos recolectados en las fases previas del proyecto, se procedió a concebir y crear un prototipo del sistema electrónico destinado al seguimiento de los signos vitales y los niveles de glucosa en personas con diabetes. Este proceso implicó el desarrollo de un modelo inicial del sistema electrónico diseñado específicamente para monitorear y registrar de manera precisa los parámetros vitales y los niveles de glucosa en pacientes diabéticos.
- **Pruebas y evaluación:** Se sometió el sistema creado a pruebas rigurosas en entornos controlados para evaluar tanto su eficacia como su nivel de seguridad. Durante este proceso, se llevaron a cabo pruebas exhaustivas para analizar el rendimiento del sistema en condiciones controladas, permitiendo así medir su eficacia para cumplir con los objetivos previstos.
- **Análisis de resultados y mejoras:** Al concluir, se llevó a cabo un análisis exhaustivo de los resultados obtenidos durante las pruebas realizadas, y se implementaron las modificaciones y mejoras requeridas en el sistema.

Esta investigación adoptó un enfoque interdisciplinario que demandó la colaboración de especialistas en medicina, ética médica y electrónica. La interacción entre estos diferentes campos permitió establecer una sólida base de conocimientos. Los resultados obtenidos en este estudio proporcionaron cimientos robustos para impulsar futuros desarrollos y esfuerzos en este campo. Además, el enfoque multidisciplinario fue fundamental para comprender a fondo los desafíos, identificar oportunidades de mejora y crear una base sólida para avanzar en la investigación y el desarrollo tecnológico en este ámbito.

2.2.2 Población y muestra

El grupo en el cual se enfoca este estudio estuvo conformado por individuos diagnosticados previamente con Diabetes Mellitus. Esta elección se fundamentó en la estrecha relación que guardaba esta población con el objetivo principal del estudio: investigar y explorar las posibilidades de un sistema electrónico orientado al seguimiento de signos vitales y niveles de glucosa en personas que padecen esta condición médica. La selección de personas con diabetes mellitus se basó en la relevancia directa que tienen para evaluar la efectividad y el potencial del sistema electrónico diseñado, permitiendo así obtener información valiosa sobre la viabilidad y utilidad de dicha tecnología en la gestión de la diabetes.

Para llevar a cabo esta investigación, se optó por seleccionar una población de estudio por conveniencia, una decisión tomada debido a diversos desafíos en la disponibilidad de pacientes en el centro médico especializado Medical Center Álvarez. Por esta razón, la población objeto del estudio se conformó por los pacientes que acudían al consultorio del Dr. Alfonso Álvarez. Esta población fue diversa e incluyó individuos de variadas edades, géneros y diferentes etapas de la enfermedad, con el propósito de asegurar una representación completa y precisa de la diversidad presente entre las personas afectadas por la diabetes mellitus. Los criterios de inclusión para formar parte de esta muestra involucraban haber recibido previamente un diagnóstico médico

confirmado de diabetes mellitus y mostrar disposición para participar en el estudio bajo la supervisión del médico tratante.

Se aplicaron dos enfoques de muestreo para seleccionar a los participantes del estudio: un método de muestreo por conveniencia a través de la selección en el consultorio médico. La combinación de estos métodos aseguró que todos los individuos dentro de la población tuvieran igual probabilidad de ser seleccionados para formar parte del estudio. Este enfoque dual fue implementado con el objetivo de reducir al mínimo cualquier tipo de sesgo en la selección de la muestra y asegurar que los resultados obtenidos en el estudio pudieran ser generalizables o extrapolables a la población más amplia de personas diagnosticadas con diabetes mellitus. Este enfoque mixto de muestreo permitió abordar las limitaciones del muestreo por conveniencia al incluir un método aleatorio que equilibró y diversificó la muestra, aumentando la validez y fiabilidad de los resultados del estudio.

Una vez que se constituyó la muestra seleccionada, los participantes fueron sometidos a pruebas utilizando el sistema electrónico desarrollado específicamente para el monitoreo de signos vitales y niveles de glucosa. Los datos recopilados durante estas pruebas fueron objeto de un análisis detallado. Se llevó a cabo una comparación entre las mediciones obtenidas a través del sistema propuesto y los valores de medición proporcionados por glucómetros comerciales, con el propósito de evaluar la efectividad y fiabilidad del sistema. Este proceso de comparación permitió determinar la precisión y seguridad del sistema electrónico desarrollado en relación con los dispositivos de medición de glucosa ampliamente utilizados en el mercado. Los resultados obtenidos contribuyeron a evaluar la idoneidad y confiabilidad del sistema propuesto para su eventual aplicación en el monitoreo de la diabetes mellitus.

Es crucial resaltar que todos los participantes brindaron su consentimiento antes de involucrarse en el estudio y tenían la libertad de retirarse en cualquier momento sin ninguna repercusión. Cabe destacar que todas las acciones y procedimientos llevados a cabo en el transcurso del estudio fueron revisados y autorizados por el médico a cargo, garantizando así que se cumplieran los estándares éticos y médicos necesarios para la realización de la investigación. Esta consideración ética y el respeto por la

autonomía de los participantes fueron fundamentales en todo el proceso de la investigación, asegurando su voluntad y su derecho a tomar decisiones informadas respecto a su participación en el estudio.

2.2.3 Recolección de información

La recopilación de datos para esta investigación se desarrolló en fases esenciales. Inicialmente, se realizó un exhaustivo análisis de la literatura existente sobre el monitoreo de signos vitales y niveles de glucosa en pacientes diabéticos. Este examen permitió al investigador adquirir un conocimiento detallado de las tecnologías en uso actualmente, así como sus limitaciones, y fue esencial para identificar las exigencias que debía satisfacer el sistema electrónico propuesto.

Para llevar a cabo esta revisión, se accedió a diversas bases de datos académicas y científicas, con el fin de recopilar estudios pertinentes y obtener una visión holística del estado actual de la tecnología en este ámbito. Este proceso de revisión bibliográfica se fundamentó en la consulta exhaustiva de fuentes confiables, buscando abarcar investigaciones relevantes y avanzadas que contribuyeran a delinear y comprender a fondo el panorama tecnológico en el monitoreo de pacientes diabéticos.

Una vez establecidas las exigencias, se procedió a la etapa de concepción y creación del sistema electrónico para la supervisión de los signos vitales y la glucosa en los pacientes diabéticos. En esta fase, se recabó información técnica y científica esencial para el desarrollo del sistema, abarcando datos relativos a componentes electrónicos, algoritmos de procesamiento de señales, así como protocolos concernientes a la seguridad y privacidad.

Este proceso involucró la recopilación de detalles específicos sobre los elementos electrónicos necesarios, la exploración y evaluación de algoritmos para el procesamiento óptimo de señales biomédicas, así como la consideración rigurosa de medidas para garantizar la protección de datos y la confidencialidad de la información recolectada.

Al concluir, se llevó a cabo un análisis exhaustivo de todos los datos recopilados con el propósito de evaluar la eficacia y seguridad del sistema, así como para detectar áreas

específicas que pudieran ser mejoradas. La recopilación y el análisis de esta información desempeñaron un papel esencial en el éxito de la investigación, y resultaron fundamentales en el proceso de desarrollo de un sistema electrónico destinado al monitoreo de signos vitales y glucosa en pacientes con diabetes.

2.2.4 Procesamiento y análisis de datos

El análisis y procesamiento de los datos recolectados durante la investigación se realizaron de manera metódica y detallada. En primer lugar, los datos obtenidos a través del sistema electrónico de monitoreo de signos vitales y glucosa en pacientes con diabetes se sometieron a un proceso inicial para asegurar su precisión y consistencia. Este procedimiento incluyó la depuración de datos, eliminando posibles errores o discrepancias, y la preparación de los datos para su análisis posterior.

Después de ser procesados, los datos fueron sometidos a un análisis exhaustivo. Esta evaluación involucró la confrontación de las mediciones proporcionadas por el sistema propuesto con los valores obtenidos de glucómetros comerciales. El propósito principal de este análisis fue valorar tanto la efectividad como la seguridad del sistema desarrollado. Además, se llevaron a cabo análisis estadísticos con el fin de descubrir cualquier patrón o tendencia presente en los datos.

Los datos recabados por el sistema se guardarán en una base de datos de acceso restringido, reservado únicamente para el especialista médico a cargo del tratamiento. Esta medida asegura un análisis óptimo de los datos y permite la emisión de alertas en tiempo real tanto al paciente como a sus familiares. Por otro lado, el paciente o usuario podrá visualizar en su dispositivo móvil el dato más reciente registrado, proporcionando así información sobre su estado actual.

Al finalizar, se procedió a interpretar los resultados obtenidos del análisis dentro del marco de la investigación. Estos resultados fueron empleados para derivar conclusiones acerca del desempeño y la seguridad del sistema electrónico destinado al monitoreo de signos vitales y niveles de glucosa en pacientes diabéticos.

CAPÍTULO III. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

3.1 Discusión

La Diabetes Mellitus, una enfermedad crónica que impacta a millones en todo el mundo, demanda una gestión precisa que implica el seguimiento constante de los indicadores vitales del paciente, como los niveles de glucosa en la sangre. A pesar de ello, los métodos actuales para medir la glucosa pueden resultar intrusivos y generar molestias para quienes los utilizan. Por consiguiente, se ha suscitado la interrogante para el desarrollo de un sistema electrónico de monitoreo con el objetivo de prevenir y controlar eficazmente la diabetes.

- Investigar las tecnologías que se encuentran accesibles actualmente destinadas al seguimiento de los principales indicadores biológicos en las personas que padecen de diabetes.
- Reconocer las restricciones presentes en los sistemas vigentes y analizar de qué manera un sistema electrónico podría ayudar a resolver estos obstáculos.
- Analizar los elementos técnicos y científicos que intervienen en la creación de un sistema electrónico diseñado para supervisar los signos vitales y los niveles de glucosa.
- Reflexionar sobre las implicaciones éticas y de protección de datos que conlleva la implementación de un sistema de vigilancia electrónico basado en algunas normas ISO.

Para comenzar con el desarrollo del dispositivo electrónico, se emplearon distintos métodos entre los que se destacan los siguientes temas a discutir:

a. Tecnologías actuales de monitoreo en tiempo real de los signos vitales: ¿Cuáles son las tecnologías ocupadas en la actualidad para el continuo monitoreo de los signos vitales y glucosa en pacientes con diabetes? ¿Identificar las ventajas y desventajas?

b. Obligatoriedad para la construcción de un dispositivo electrónico para el monitoreo de signos vitales y glucosa en pacientes diabéticos: ¿Por qué es importante la construcción de un sistema electrónico para la monitorización de signos vitales y glucosa en pacientes diabéticos? ¿De qué forma podría mejorar el estilo de vida de los pacientes que padecen diabetes?

c. Elaboración del sistema de monitorización de signos vitales y diabetes: ¿Cuáles son los obstáculos que se presentarán en el desarrollo del proyecto ya sea en su forma técnica y científica? ¿Cuáles serían las formas de poder superar estos obstáculos?

d. Consecuencias éticas y de privacidad en el desarrollo del dispositivo: ¿Cuáles serían todas las implicaciones éticas y de privacidad que se deberá tener presente para el desarrollo del sistema de monetización de signos vitales y glucosa en pacientes diabéticos?

A continuación, se detalla un esquema de los temas fundamentales que se abordarán en la discusión:

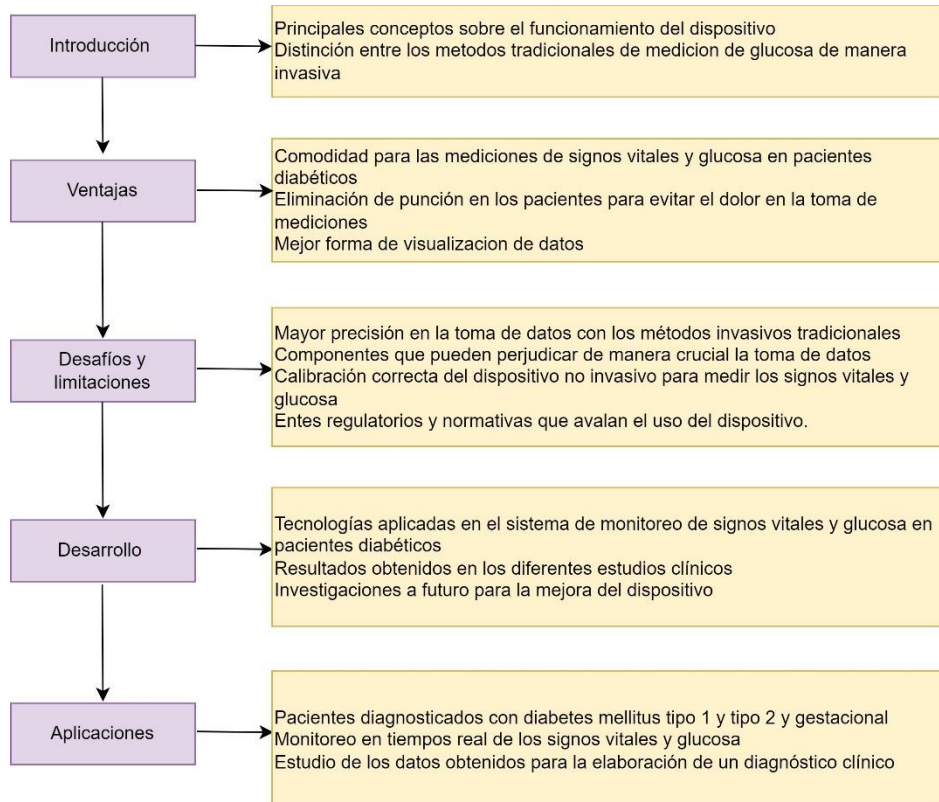


Figura 4. Proceso del Desarrollo

3.2 Desarrollo de la propuesta

En épocas pasadas, científicos y profesionales del ámbito sanitario han empleado diversos procedimientos para cuantificar los niveles de glucosa en el torrente sanguíneo. Históricamente, estos procedimientos han sido invasivos, demandando la obtención de una muestra sanguínea para lograr una medición precisa. No obstante, en años recientes, ha surgido un interés creciente en la concepción de métodos no invasivos para la cuantificación de glucosa. Estos procedimientos prescinden de la extracción sanguínea, presentando el potencial de facilitar un monitoreo más cómodo y accesible para los individuos afectados por la diabetes.

A continuación en la Tabla 2 se detallan los métodos para medir la glucosa de manera invasiva y no invasiva con las diferentes características, centrándose específicamente en los resultados, métodos de medición, tecnologías, costos y su confiabilidad de cada uno de los equipos.

Tabla 2. Metodos utilizados para medir la glucosa

Método	Método de medición	Resultados	Tecnología	Costos	Confiabilidad
Método invasivo: Prueba de punción digital	Se emplea un dispositivo mediante el cual se obtiene una gota de sangre de la punta del dedo.	Los resultados muestran que las cantidad de hemoglobina y los glóbulos blancos pueden ser muy variables entre gota y gota	Se coloca en una tira reactiva que se inserta en un medidor de glucosa portátil para medir los niveles de glucosa.	Tiene un bajo costo debido a que las tiras reactivas se pueden encontrar con facilidad en cualquier farmacia al alcance de los pacientes	Tiene una alta confiabilidad y es de resultados rápidos, pero pueden variar de acuerdo a los diferentes factores o de cómo se realiza la prueba en la cinta reactiva.
Método invasivo: Prueba de punción en el antebrazo o brazo	Similar a la punción digital, pero se obtiene la muestra de sangre de una zona diferente, como el antebrazo o el brazo.	Los resultados de una prueba de punción en el antebrazo o brazo pueden variar dependiendo del tipo de análisis que se realice con la muestra de	La prueba de punción en el antebrazo o brazo es un procedimiento médico que implica principalmente el uso de equipo médico estándar y no tecnología	Los costos de la prueba de punción en el antebrazo o brazo pueden variar significativamente dependiendo de varios factores, como la ubicación geográfica, el tipo de análisis que se realice, el laboratorio o	La confiabilidad es alta cuando el procedimiento se lleva a cabo correctamente por personal médico capacitado.

		sangre obtenida.	avanzada en sí misma.	centro médico donde se realice la prueba, y si es parte de un plan de seguro médico o si se paga de forma privada.	
Método no invasivo: Sensores de Glucosa en el líquido intersticial	Emplean sensores implantados debajo de la piel para medir los niveles de glucosa en el líquido intersticial.	Proporcionan mediciones continuas y en tiempo real de los niveles de glucosa en el cuerpo. Estos dispositivos miden la glucosa en el líquido intersticial, que es el líquido que rodea las células en los tejidos.	Ocupan varias tecnologías como son los sensores, Transmisores, receptores o monitores. El sensor en sí mismo utiliza tecnologías como la electroquímica o la tecnología de fluorescencia para medir la cantidad de glucosa en el líquido intersticial.	Los costos para medir la diabetes con los sensores de glucosa en el líquido intersticial suelen variar de acuerdo a muchos factores como son: Tipo de sistema CGM, el seguro médico, la frecuencia de uso y por último el país y la ubicación en donde se encuentre el paciente.	La confiabilidad es alta, pero puede variar un poco según la precisión del dispositivo, la calibración adecuada, la ubicación del sensor, el deterioro del sensor y por último comparación con mediciones de glucosa en la sangre.
Método no invasivo: Espectroscopia fotoacustica	Utiliza la absorción de luz láser para medir los niveles de glucosa a través de la piel.	Ofrece la posibilidad de medir los niveles de glucosa en sangre de manera no invasiva, es decir, sin la necesidad de extraer sangre a través de pinchazos en el dedo u otros métodos invasivos.	Se ocupa diferentes tecnología tales como: una fuente de luz que por lo general proviene de un láser, muestra de sangre emitida con una fuente de luz, Generación de ondas sonoras conocidas como ondas fotoacusticas	Los costos asociados con la espectroscopia fotoacústica para medir la diabetes aún pueden ser altos, especialmente considerando que esta tecnología está en etapas de investigación y desarrollo y no está ampliamente disponible para uso clínico generalizado.	La confiabilidad de medir la glucosa utilizando espectroscopia fotoacústica es un aspecto crucial que aún está en proceso de investigación y desarrollo.

Tabla 3. Tipos de mediciones de los Signos Vitales

Signos Vitales	TIPOS DE MEDICIONES			
Temperatura	Termómetro oral: Se coloca debajo de la lengua y se mantiene en su lugar hasta que se obtenga una lectura estable.	Termómetro de frente (temporal): Se desliza sobre la frente y utiliza la tecnología infrarroja para medir la temperatura de la arteria temporal.	Termómetro axilar: Colocado en la axila, es uno de los métodos menos precisos, pero se utiliza a menudo en situaciones en las que otros métodos pueden ser incómodos o inapropiados.	Termómetro de cinta frontal: Similar a los termómetros infrarrojos, estos dispositivos de cinta se colocan en la frente para medir la temperatura.
Saturación de Oxígeno	Oxímetro de pulso: Este es el método más común y conveniente. El Oxímetro de pulso se coloca típicamente en la punta de un dedo	Oximetría transcutánea: Este método implica el uso de electrodos adheridos a la piel para medir la saturación de oxígeno.	Gasometría arterial: Este método es invasivo y se realiza extrayendo una muestra de sangre arterial, generalmente de la arteria radial.	Pulsioximetría: Este término se utiliza a menudo de manera intercambiable con la oximetría de pulso. La pulsioximetría se centra en la medición de la saturación de oxígeno a través de la detección de pulsos arteriales.
Ritmo cardíaco	Palpación del pulso: Se puede medir el pulso en puntos específicos del cuerpo, como la muñeca (arteria radial), el cuello (arteria carótida), o la ingle (arteria femoral).	Dispositivos electrónicos portátiles: Los monitores de frecuencia cardíaca y los relojes inteligentes suelen contar con sensores ópticos que registran el pulso a través de la piel.	Electrocardiograma: Este método registra la actividad eléctrica del corazón y proporciona información detallada sobre la frecuencia cardíaca y el ritmo.	Holter y monitores ambulatorios: Estos dispositivos registran continuamente la actividad eléctrica del corazón durante un período prolongado, generalmente 24 horas o más, para evaluar el ritmo cardíaco en situaciones cotidianas.

3.3 Parámetros para la prevención y control de los pacientes diagnosticados con diabetes mellitus

Según la Organización Panamericana de la Salud en el año 2022 recomienda que para la prevención y control de la diabetes realizar actividad físicas y seguir una dieta estricta para la disminución de la glucosa en la sangre entre otros factores de riesgos que perjudican la salud como la obesidad, menciona la importancia de dejar el consumo del tabaco y el alcohol los cuales ayudan al aumento de la glucosa en la sangre especialmente a los pacientes que se encuentran en la etapa de diabetes tipo 1 y 2 que requieren de insulina [36].

La National Library of Medicine sugiere como medidas de control y prevención aumentar considerablemente el consumo de frutas y verduras que aportan vitaminas y minerales que ayudan a disminuir la glucosa de la sangre, y de evitar considerablemente el consumo de azúcar refinada, carbohidratos y alcohol [37].

En la Tabla 4 se detallan los parámetros y niveles de glucosa en cada fase de la Diabetes Mellitus en los pacientes diabéticos.

Tabla 4. Parámetros de la diabetes en sus diferentes tipos de la enfermedad [38]

Parámetros	Diabetes tipo 1	Diabetes tipo 2	Diabetes gestacional
Factores de Medición	Niveles de glucosa en la sangre. Pruebas A1c Examen para medir la tolerancia a la glucosa	Niveles de glucosa en la sangre. Pruebas A1c Examen para medir la tolerancia a la glucosa	Niveles de glucosa en la sangre. Pruebas A1c Examen para medir la tolerancia a la glucosa
Niveles de glucosa en ayunas	90 – 130 adultos 90 – 130 (13 a 19 años) 90 – 180 (6 a 12 años) 100 – 180 (menor 6 años)	70 – 130 adultos	No debe sobrepasar el valor de glucosa de los 95 mg/dl
Niveles de glucosa 2 horas después del desayuno	El nivel de glucosa tiene que ser menor que 180 mg/dl	El nivel de glucosa tiene que ser menor que 180 mg/dl	El nivel de glucosa tiene que ser menor que 140 mg/dl
Niveles de glucosa a la hora de acostarse	90 – 150 adultos 90 – 150 (13 a 19 años) 100 – 180 (6 a 12 años) 110 – 200 (menor 6 años)	El nivel de glucosa tiene que ser entre 90 a 150 mg/dl para adultos	El nivel de glucosa tiene que ser menor que 95 mg/dl
Complicaciones	Enfermedades del corazón y todo lo referente a los vasos sanguíneos	Daños severos en las extremidades. Daños directamente a los nervios.	Las personas en estado gestacional pueden llegar a sufrir preclamsia.

	Neuropatía todo lo referente al daño de los nervios. Nefropatía es decir lo relacionado con el daño renal. Daños oculares Daños cutáneos	La cicatrización de las heridas toma mucho más tiempo que lo normal. Algunas personas se ven afectadas por el apnea del sueño.	Perdida del bebé en el embarazo si no se tiene un riguroso control de los niveles de azúcar en la sangre. Pueden ocasionar un parto quirúrgico es decir que el niño en el vientre nazca en forma de cesárea.
Diagnóstico	Todos los síntomas de la diabetes mellitus incluido los niveles de glucosa en la sangre deben ser mayor a 200 mg/dl	Todos los síntomas de la diabetes mellitus incluido los niveles de glucosa en la sangre deben ser mayor a 200 mg/dl	Debe realizar un examen de tolerancia a la glucosa entre los 20 a 27 semanas de embarazo

Los niveles de glucosa en sangre en ayunas, los triglicéridos, el colesterol total y el LDL (colesterol malo) se han identificado como factores independientes para el desarrollo de la diabetes gestacional. No obstante, la capacidad predictiva de estos indicadores bioquímicos es limitada. Se ha establecido un umbral óptimo de 6.07 mmol/l para FPG (glucosa en ayunas), con una sensibilidad del 19.9% y una especificidad del 90.4%. En el caso de los triglicéridos, se ha fijado un umbral de 1.25 mmol/l, con una sensibilidad del 46.1% y una especificidad del 62.7%. Para el colesterol total, se ha determinado un umbral de 4.41 mmol/l, con una sensibilidad del 49.6% y una especificidad del 57.2%. Respecto al LDL, el umbral es de 2.45 mmol/l, con una sensibilidad del 51.46% y una especificidad del 56.3%. Estos valores proporcionan cierta guía, aunque muestran una precisión limitada para predecir la aparición de diabetes gestacional [38].

Tabla 5. Parámetros de los Signos Vitales en sus diferentes edades

Parámetros	NIÑOS	ADULTOS	TERCERA EDAD
TEMPERATURA	36.5°C y 37.5°C (97.7°F a 99.5°F).	36.5°C y 37.5°C (97.7°F a 99.5°F).	33.5°C y 35,5°C
SATURACION DE OXIGENO	98.5%	96%	6%
RITMO CARDIACO	75 lpm	60-80 lpm	65-80 lpm

3.4 Implementación del Sistema

En la implementación del sistema, se considerará el siguiente esquema, el cual detalla la evolución del dispositivo según las variables recolectadas.

En la Figura 5 se detalla la forma y el orden en que van conectados los componentes para realización del dispositivo final junto con las entradas y salidas y los demás elementos correspondientes con la programación del Sistema de Monitorización de Signos Vitales y Glucosa en pacientes diabéticos.

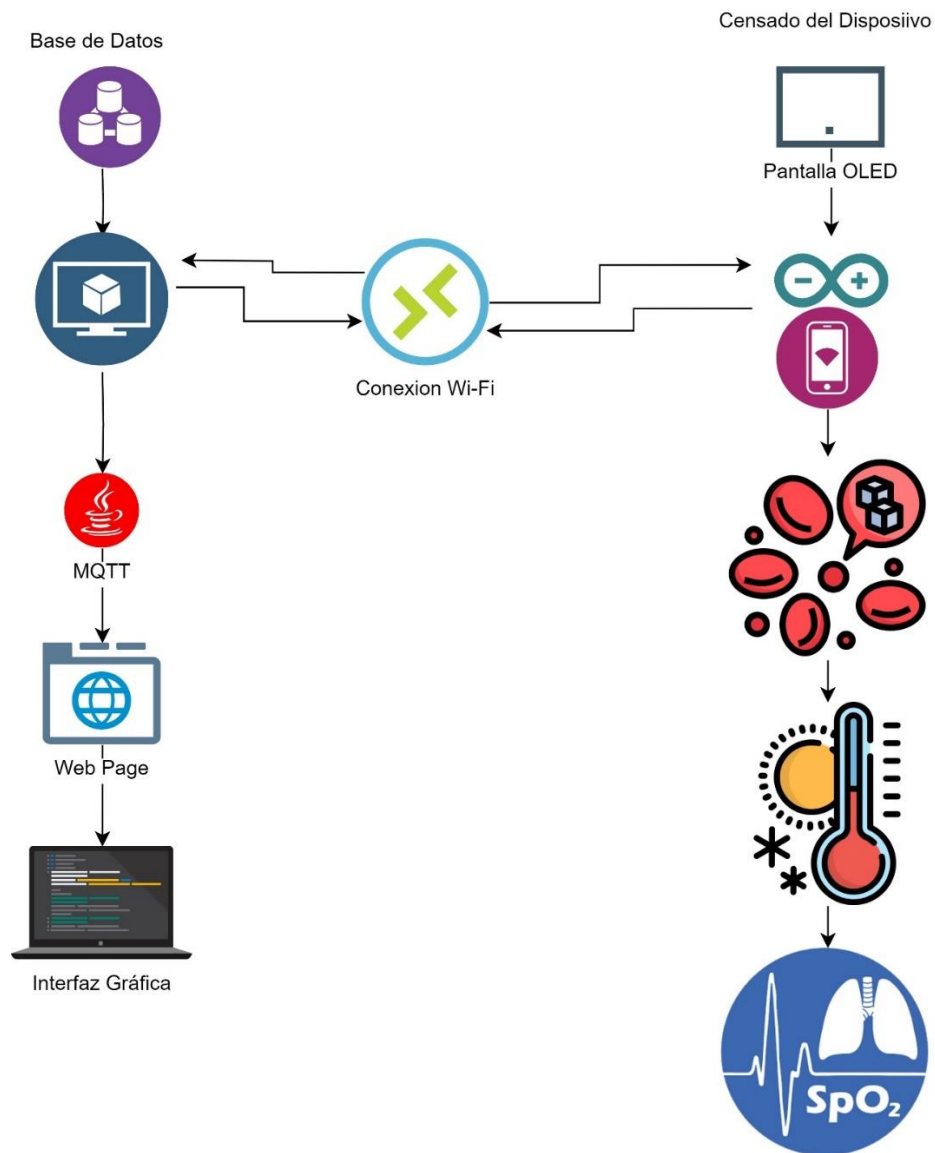


Figura 5. Desarrollo del Dispositivo

Como se puede observar en la Figura 5 el dispositivo tiene una configuración de varias variables de censado en las cuales se encuentra una pantalla OLED y los demás sensores en las cuales se medirá los niveles de glucosa, el ritmo cardiaco, la temperatura y los niveles de oxígeno y todos estos datos con vía Wifi se enviarán a una base de datos en la cual se usa el protocolo MQTT y la base de datos Digital Ocean.

La instalación de un sistema para rastrear los signos vitales y la glucosa en individuos con diabetes es un procedimiento complejo que demanda una meticulosa planificación y ejecución. La introducción de un dispositivo no invasivo para medir la glucosa involucra la combinación de competencias técnicas, clínicas y regulatorias. Aunque el camino hacia la implementación del dispositivo puede resultar extenso y desafiante, el prototipo tiene el potencial de generar una mejora notable en la calidad de vida de las personas que padecen diabetes.

En la Tabla 6 se detalla el proceso para la implementación del dispositivo para el monitoreo de los signos vitales y glucosa en pacientes diabéticos.

Tabla 6. Proceso de la Implementación

Proceso de Implementación	Descripción
Investigación y desarrollo	Durante esta etapa, se lleva a cabo la indagación indispensable para crear el sistema de seguimiento de los signos vitales y glucosa. Este proceso podría abarcar la exploración de tecnologías actualmente en uso, la creación de algoritmos novedosos y la ejecución de evaluaciones preliminares.
Pruebas Clínicas	Una vez que se completa el desarrollo del sistema, se llevan a cabo pruebas clínicas para valorar su efectividad y seguridad. Estas pruebas podrían comprender ensayos con un reducido número de pacientes con el fin de evaluar la exactitud de las mediciones y la conveniencia de uso del sistema.
Aprobaciones Regulatorias	Una vez que los ensayos clínicos confirman la seguridad y eficacia del sistema, se procede a solicitar la aprobación reglamentaria para su empleo en el cuidado de los pacientes. Este proceso involucra aplicar las diferentes Normas ISO existentes en la actualidad en las cuales nos proporcionan información para poder diseñar, fabricar un dispositivo electrónico empleado para la medicina y el monitoreo correspondiente de las mismas.
Producción	Una vez que se obtiene la aprobación para la utilización del sistema, comienza la producción del dispositivo, en la cuales se tiene que comprobar todos los componentes correctos para las mediciones de los Signos Vitales y la Glucosa para que funcione en conjunto y que su precisión a la hora de medir los datos sean los correctos.
Capacitación y soporte	Una vez que se ha completado la distribución del sistema, se brinda formación y asistencia tanto a los profesionales sanitarios como a los

	pacientes. Esto implica la instrucción sobre la utilización del sistema, la interpretación de los datos y la incorporación efectiva del sistema en la atención brindada a los pacientes.
--	--

El diseño e implementación de los circuitos que conforman la parte física del prototipo del medidor de glucosa no invasivo requerirá la atención focalizada en cuatro circuitos primordiales:

3.4.1 Circuito de Adquisición por medio de NIR

Se ha investigado el empleo de fotodiodos IRL con longitudes de onda de 220 nm y 1300 nm para detectar los niveles de glucosa en la sangre a través de la espectroscopía de infrarrojo cercano en varios estudios. Uno de estos estudios relevantes fue llevado a cabo por Jing-Yau Tang y su equipo, quienes propusieron un método para analizar series temporales de cambios ascendentes. Este método puede ser aplicado específicamente a un sensor óptico de glucosa que utiliza dos longitudes de onda de luz [39].

En su estudio, la medición de la concentración de glucosa en una solución salina tamponada con fosfato (PBS) se llevó a cabo analizando la absorción de la solución a través de la variación en el borde ascendente de la respuesta de voltaje de un fotodiodo (PD). El principio del Sistema Óptico de Guía de Onda de Fibra Doble (DWOFGS, por sus siglas en inglés) se fundamenta en la espectroscopía de absorción en infrarrojo cercano (NIR) mediante dos longitudes de onda seleccionadas (1450 y 1650 nm) en la primera banda de sobretono. El DWOFGS consiste en dos diodos emisores de luz (LED) y dos fotodiodos detectores (PD). Es relevante señalar que no se requieren elementos adicionales como fibras ópticas o lentes en este dispositivo [39].

Dado que resulta esencial mantener la intensidad lumínica constante emitida por los diodos LED1 y LED2 con el fin de evitar interpretaciones incorrectas durante la medición, se ha previsto la implementación de un circuito de control específico. Este circuito incorporará un transistor MOSFET, diseñado para asegurar una corriente constante en cada uno de los diodos. Es fundamental que estos MOSFET presenten una baja tensión umbral pero una alta corriente, siguiendo las indicaciones proporcionadas por el fabricante. Se añadirán resistencias de 10 K Ω en las salidas de estos dispositivos para garantizar su correcto funcionamiento. Una vez completada

esta etapa, se requiere la conversión de los datos de medición a una señal de voltaje, para ello se ha implementado un circuito amplificador de transimpedancia.

3.4.2 Circuito de Procesamiento y Control

La ESP32 Wroom-32 es un módulo inalámbrico que destaca por su versatilidad y potencia. Entre sus características se encuentran un procesador de doble núcleo con arquitectura Xtensa LX6, operando a velocidades de hasta 240 MHz. Incorpora conectividad Wi-Fi 802.11 b/g/n, así como Bluetooth 4.2 y Bluetooth de baja energía (BLE). Además, dispone de numerosos periféricos como GPIO, interfaces SPI, I2C, UART, PWM, entre otros, que permiten su integración en una amplia gama de aplicaciones IoT. También cuenta con memoria Flash integrada, RAM para almacenamiento y aplicaciones, así como seguridad mediante cifrado de hardware. Es importante destacar su bajo consumo energético, lo que lo convierte en una opción eficiente para dispositivos de baja potencia.

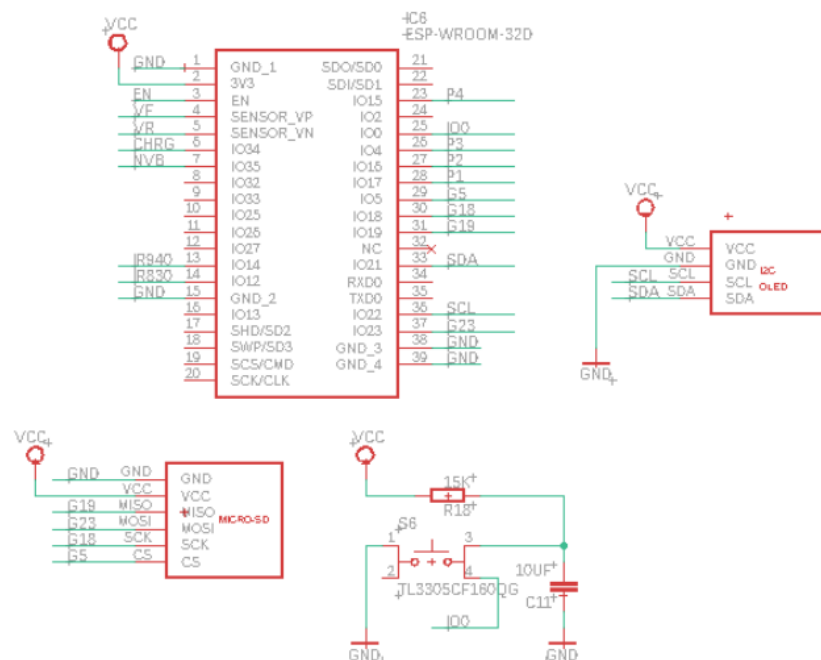


Figura 6. Sistema de control [40]

En la Figura 6 se visualiza el sistema de control que utilizará un convertidor analógico-digital externo para detectar las variaciones mínimas en la amplitud de los componentes pulsátiles, causadas por las fluctuaciones en la concentración de glucosa, las cuales se sitúan en el rango de milivoltios. El convertidor de señal analógica-digital

(ADC) elegido es el ADS1115, el cual ofrece una alta resolución de 16 bits y es compatible con la comunicación I2C en Arduino. Además de su precisión, este dispositivo se destaca por su bajo consumo de energía y amperaje.

3.4.3 Circuito de Alimentación y control de carga

Un circuito de gestión de alimentación y carga diseñado para baterías LiPo que se basa exclusivamente en Polímeros de Litio y es una pieza fundamental en una amplia variedad de dispositivos electrónicos, sobre todo en aquellos que demandan movilidad y autonomía. Este circuito desempeña un rol crucial al controlar y regular el suministro de energía destinado a la batería durante el proceso de carga, y a su vez, garantiza la protección integral de la batería. Su función abarca la prevención de posibles daños provocados por situaciones como la sobrecarga, descarga excesiva o cortocircuitos, asegurando así la seguridad y longevidad de la batería.

3.4.4 Circuito de procesamiento de las señales

Este circuito realiza el procesamiento de las señales provenientes de la luz reflejada con el objetivo de determinar el nivel de glucosa presente. Este proceso abarca la tarea de eliminar el ruido y otras interferencias indeseadas, seguido por la aplicación de un algoritmo diseñado para establecer una correlación precisa entre la señal de luz reflejada y el nivel de glucosa. Para reforzar su funcionamiento, se incorpora un circuito de control de potencia, encargado de regular la energía suministrada al dispositivo para asegurar su operatividad de manera eficiente y segura. Esto implica la capacidad de controlar la energía que se envía a los LEDs y a otros componentes, además de proporcionar protección al dispositivo contra sobrecargas de voltaje y corriente excesiva.

Este sistema regula con precisión la intensidad lumínica generada por los diodos emisores de luz (LEDs) que se emplean para iluminar la superficie cutánea. El control exacto de esta intensidad lumínica es esencial para lograr mediciones precisas de los niveles de glucosa en la piel como se muestra en la Figura 7.

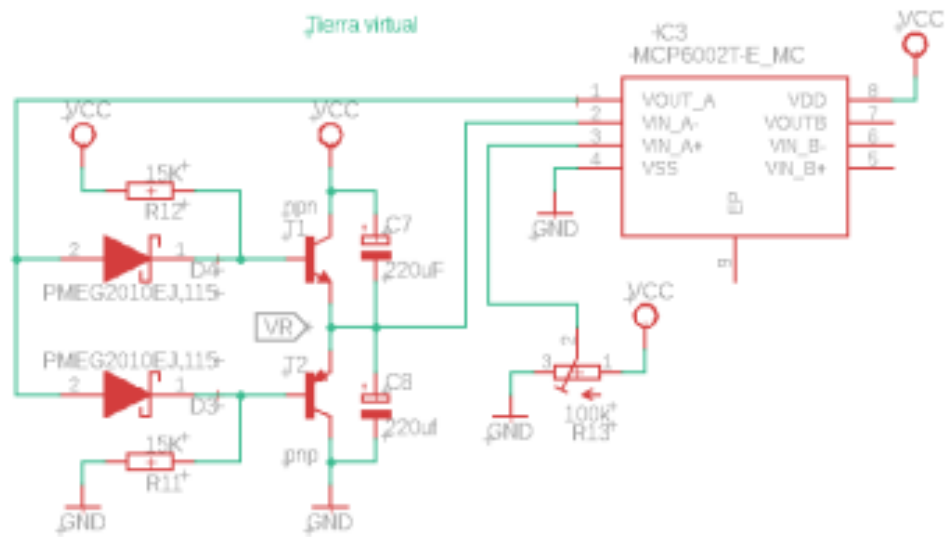


Figura 7. Circuito de la tierra virtual

3.4.5 Circuito de Adquisición del oxígeno y ritmo cardiaco

El sensor MAX30102 es un dispositivo altamente utilizado en aplicaciones biométricas y de monitoreo de salud. Este sensor integra funciones de oximetría de pulso y detección de frecuencia cardíaca mediante la emisión de luz infrarroja y roja, permitiendo la medición de la absorción de estas longitudes de onda por la sangre. Con una alta precisión y un consumo de energía eficiente, el MAX30102 ofrece la capacidad de obtener mediciones de frecuencia cardíaca y niveles de oxigenación en sangre (SpO2) de manera confiable. Además, su diseño compacto y su interfaz de comunicación sencilla lo hacen ideal para integrarse en dispositivos portátiles y sistemas de monitoreo de salud como se muestra en la Figura 8.

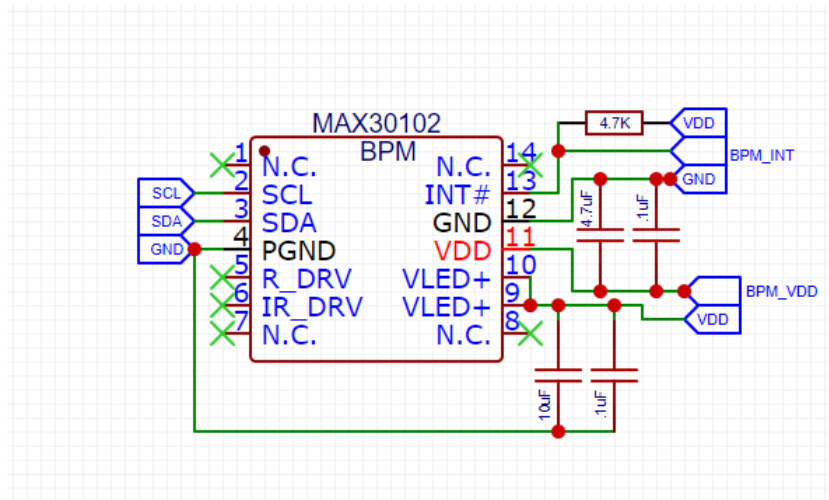


Figura 8. Circuito del sensor MAX30102 [41]

3.5 Diseño e Implementación del circuito

Para nuestro dispositivo electrónico se utilizó la batería Rhino 0.75 la cual es una fuente de energía recargable y compacta, diseñada para diversos dispositivos electrónicos que requieren alimentación portátil. Este modelo específico, la Rhino 0.75, se caracteriza por su capacidad de iones de litio con una capacidad nominal de 750 mAh. Con un voltaje de 3.7V, ofrece una solución de alimentación confiable y duradera para dispositivos de pequeño tamaño, como relojes inteligentes, cámaras de acción, pequeños dispositivos médicos y juguetes electrónicos. Su diseño compacto y ligero la hace ideal para aplicaciones donde el espacio y el peso son factores críticos.



Figura 9. Bateria rhino 0.75 – 3.7 V

El MLX90614ESF-BCC es un sensor térmico de infrarrojos altamente preciso fabricado por Melexis. Este sensor se utiliza comúnmente para medir temperaturas sin contacto en una amplia gama de aplicaciones. Ofrece una medición de temperatura precisa y sin contacto utilizando tecnología infrarroja, permitiendo la detección de objetos y superficies en un rango de temperatura de -70°C a 382.2°C . Además, se caracteriza por su bajo consumo de energía y su interfaz de comunicación digital que facilita su integración en diversos sistemas y aplicaciones, como sistemas de climatización, dispositivos médicos y sistemas de control de temperatura industrial.



Figura 10. Sensor MLX90614ESF-BCC

El diseño del dispositivo electrónico para medir la glucosa y los signos vitales es un diseño ideal para realizar sus mediciones en la muñeca de la mano izquierda, generando así la facilidad para la recolección de datos como el pulso, el ritmo cardiaco, la temperatura y por último para la medición de la glucosa, para que el paciente con diabetes sienta la comodidad y confianza para futuras muestras como se detalla en la Figura 11 y la Figura 12.

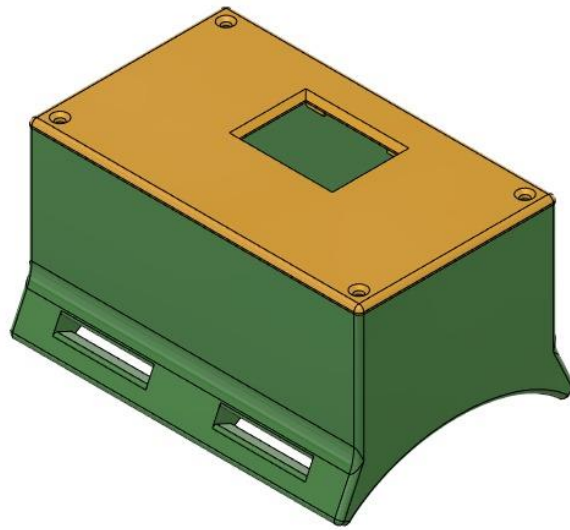


Figura 11. Diseño 3D del dispositivo electrónico vista frontal

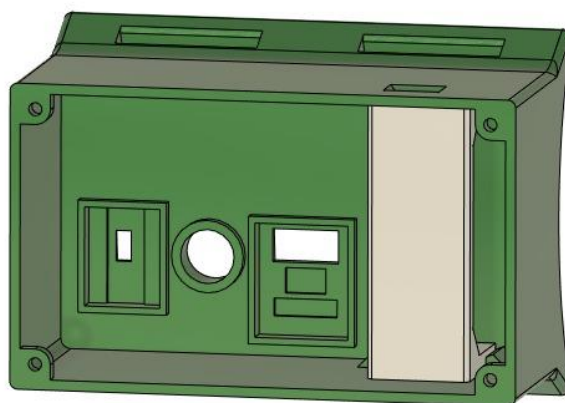


Figura 12. Diseño 3D del dispositivo electrónico vista posterior

El dispositivo electrónico terminado para la medición de signos vitales y glucosa en pacientes diabéticos como se muestra en la Figura 13 y la Figura 14 es un modelo en el cual permite la toma fácil de muestras para el paciente sin necesidad de punciones permitiendo que el paciente no sienta dolor y sea una forma más flexible de asistir a su médico de confianza para su examen regular de la diabetes y evitar futuras complicaciones.



Figura 13. Prototipo final del dispositivo electrónico vista frontal



Figura 14. Prototipo final del dispositivo electrónico vista posterior

3.6 Algoritmo de Medición

Para el diseño del sistema de control, se consideraron las directrices que facilitan la visualización que se detallan a continuación:

- Inicio
- Alimentación del Sistema: Aquí se carga el componente para el encendido del mismo
- Inicialización de los sensores: Aquí es donde se inicializan los sensores MAX30102, el sensor MLX90614ESF-BCC y el sensor para la medición de la glucosa
- Calibración de los sensores: En este punto esperamos la conexión Wifi y la calibración de los sensores especialmente el de la glucosa ya que envía dos datos de calibración de 220 y 1300 nm.
- Obtención de Datos: Aquí esperamos la calibración de los sensores para proceder con la obtención de los datos medidos que se visualizan en la pantalla Oled.
- Envío de Datos: Se realiza el envío de datos mediante el protocolo MQTT hacia la página HTML para visualizar los datos en la Plataforma Digital Ocean.
- Visualización de los datos: En esta parte una vez enviados los datos se visualiza en la pantalla los datos medidos y luego se procede paralelamente a visualizar los datos en la Plataforma para la verificación de los mismos.
- Fin del proceso

En la Figura 15 se puede apreciar la programación de los componentes y los respectivos bucles en el caso del fallo de alguno de ellos, para luego procesar los datos y que sean visualizados en la pantalla y en la base de datos.

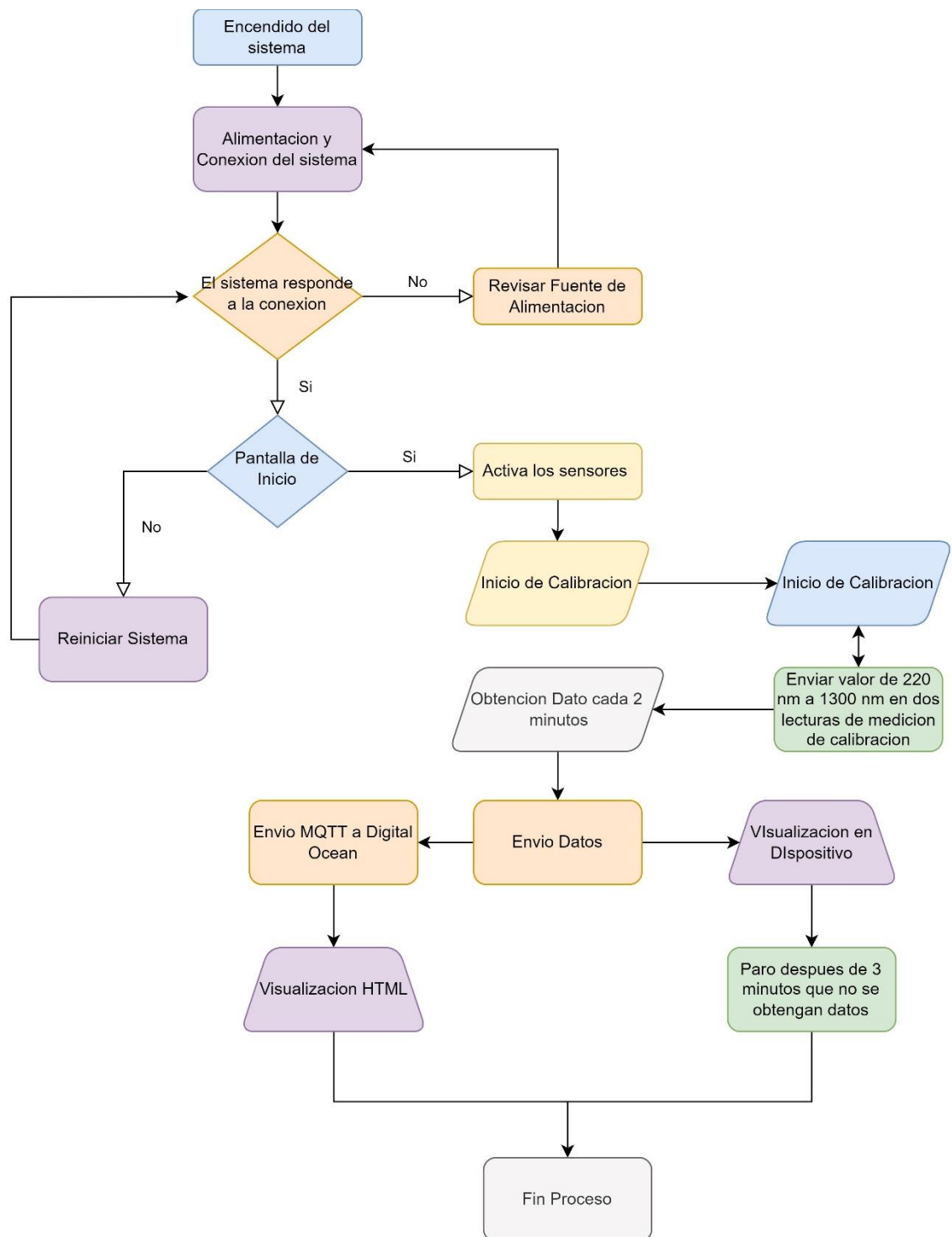


Figura 15. Diagrama de programación de los componentes electrónicos

```
main.cpp x
src > main.cpp
1  #include <Arduino.h>
2  #include <WiFi.h>
3  #include <Wire.h>
4  #include <Adafruit_MLX90614.h>
5  #include <Adafruit_GFX.h>
6  #include <Adafruit_SSD1306.h>
7  #include "MAX30105.h"
8  #include "heartRate.h"
9
10
11
12 #include <SPI.h>
13 #include <driver/adc.h>
14 #include <ArduinoJson.h>
15 #include <PubSubClient.h>
16
```

Figura 16. Fragmentos de las bibliotecas de la programación en Arduino

En la Figura 16 se detallan parte del fragmento de las bibliotecas utilizadas en la programación las cuales son necesarias para el funcionamiento del dispositivo electrónico.

- ***#include <Arduino.h>***: Es una directiva utilizada en el entorno de programación Arduino para incorporar una librería fundamental en el código. Esta librería, "Arduino.h", provee definiciones clave y funciones necesarias para la compilación y ejecución de programas en placas Arduino.
- ***#include <Wifi.h>***: Esta librería es muy esencial para facilitar la conectividad Wifi en aplicaciones y proyectos de desarrollo. Al incluir esta librería en el código, se accede a un conjunto de funciones y herramientas necesarias para establecer y gestionar conexiones Wifi en dispositivos compatibles con la plataforma Arduino.

- ***#include <Wire.h>***: Esta librería es esencial para habilitar la comunicación I2C (Inter-Integrated Circuit) en proyectos Arduino.
- ***#include <Adafruit_MLX90614.h>***: Esta librería proporciona funciones y herramientas para interactuar con el sensor de temperatura infrarrojo MLX90614 fabricado por Adafruit.
- ***#include <Adafruit_GFX.h>***: Esta librería proporciona una serie de herramientas y funciones para facilitar la creación de interfaces gráficas en diversos dispositivos, especialmente en pantallas y visualizadores compatibles con la plataforma Arduino.
- ***#include "MAX30105"***: Esta librería proporciona un conjunto de herramientas y funciones necesarias para interactuar con el sensor de frecuencia cardíaca y oximetría de pulso MAX30105.
- ***#include "heartRate.h"***: Esta librería brinda funciones y herramientas destinadas a calcular la frecuencia cardíaca a partir de los datos de pulsos generados por sensores cardíacos.
- ***#include <SPI.h>***: Esta librería es esencial para facilitar la comunicación serial sincrónica (SPI) en proyectos que emplean placas Arduino u otros dispositivos compatibles.
- ***#include <driver/adc.h>***: Proporciona funcionalidades y herramientas relacionadas con la conversión analógico-digital (ADC, por sus siglas en inglés) en la plataforma ESP32.
- ***#include <ArduinoJson.h>***: Esta librería ofrece herramientas y funciones para manipular datos en formato JSON (JavaScript Object Notation) en proyectos desarrollados en la plataforma Arduino.
- ***#include <PubSubClient.h>***: Esta librería brinda herramientas y funciones para facilitar la comunicación entre dispositivos utilizando el protocolo MQTT (Message Queuing Telemetry Transport) en la plataforma Arduino.

```

// constantes
#define TIMER_DURATION 120000 // Tiempo en milisegundos (2 minutos)
#define SCREEN_WIDTH 128 // ancho de la pantalla OLED
#define SCREEN_HEIGHT 64 // altura de la pantalla OLED
#define ssid "NETLIFE-ULISES"
#define password "11221725"
#define mqttServer "167.99.112.181"
#define mqttPort 1883
#define mqttUser "detelas"
#define mqttPassword "87654312"
#define addGy906 0x5A
#define nl 5 // numero de lineas de texto en la oled

```

Figura 17. Declaración de las constantes

En la Figura 17 realizamos la declaración de las constantes para poder obtener el tiempo en este caso de 12000 milisegundos, también declaramos el ancho de la pantalla Oled con la que estamos trabajando, por otra parte se declara la red Wifi con la que se va a operar con su respectiva contraseña para la visualización en la base de datos, se agrega el puerto por el cual va a trabajar MQTT en este caso por el puerto 1883 con su respectivo usuario y contraseña.

```

// variables
float d_ir940 = 0, d_ir830 = 0;
double glucosa = 0;
float bpms = 0;
uint8_t SpO2 = 0;
unsigned long current = 0;
String oled_line[nl];
double temp;
uint16_t s_ir = 0, s_red = 0;
uint8_t cont_v = 0;

uint16_t v_ir[100] = {}, v_red[100] = {};

```

Figura 18. Declaración de las variables en la programación

En la Figura 18 se declaran las variables a utilizar para cada uno de los sensores del dispositivo electrónico ya que su valor va a cambiar de acuerdo a las mediciones de cada paciente.

```

// Declaraciones de funciones
bool ConnectToWiFi();
bool ConnectToMqtt();
void InitMlx();
void InitOled();
void InitPox();
void InitTask();
void ConexionesWifiMqtt(void* pvParameters);
void LecturaAdcSensores(void* pvParameters);
void oled_render();
void realtime();
void I2cScan();
float calculateSpO2(long irValue, long redValue);

```

Figura 19. Declaración de las funciones para la programación del dispositivo electrónico

A continuación en la Figura 19 se detalla todas las funciones que se va a necesitar en la programación del dispositivo electrónico que son muy necesarias para el correcto funcionamiento del mismo para poder obtener todos los valores de los sensores de manera eficaz y concreta.

- **Void InitMlx ():** Esta función, al ser invocada o ejecutada, lleva a cabo las tareas necesarias para preparar y poner en funcionamiento el sensor MLX, estableciendo sus parámetros de operación iniciales.
- **Void InitOled ():** Este procedimiento se encarga de preparar la pantalla OLED para su uso, realizando ajustes iniciales necesarios para que pueda mostrar datos o información de manera apropiada en el dispositivo en el que se está utilizando.
- **Void InitPox ():** Esta función se emplea para iniciar o configurar un sensor o dispositivo relacionado con la medición de la saturación de oxígeno en la sangre (SpO2) y la frecuencia cardíaca (FC).
- **Void ConexionesWifiMqtt(void* pvparameters):** Este procedimiento se encarga de manejar y establecer las conexiones necesarias para que un dispositivo pueda conectarse a una red Wi-Fi y comunicarse mediante el protocolo MQTT.

- **Void LecturaAdcSensores(void*pvparameters):** Este procedimiento está diseñado para gestionar la lectura y la interpretación de señales analógicas provenientes de sensores conectados al ADC en un sistema.
- **Void I2cScan ():** Esta función es responsable de identificar y listar los dispositivos o direcciones presentes en el bus I2C en un sistema.
- **Glucosa= (d_ir220 + d_ir1300)/2:** Esta operación matemática realiza el cálculo del valor medio entre dos variables, posiblemente relacionadas con mediciones o lecturas provenientes de sensores infrarrojos.

3.7 Pruebas de funcionamiento

Se realizaron pruebas rigurosas en un dispositivo electrónico diseñado para monitorizar signos vitales y niveles de glucosa en pacientes diabéticos, empleando espectroscopía de infrarrojo cercano para estas mediciones. El dispositivo exhibió un rendimiento sobresaliente, ofreciendo resultados altamente precisos con un margen de error inferior al 5%

Se llevaron a cabo pruebas exhaustivas de funcionamiento en diversas condiciones para examinar la resistencia y confiabilidad del dispositivo. Estas pruebas comprendieron la evaluación de su estabilidad frente a variaciones de temperatura y niveles de humedad, la confirmación de la precisión de las mediciones en relación con los métodos estándar para medir la glucosa en sangre, y la comprobación de su resistencia y durabilidad a lo largo del tiempo. Adicionalmente, se realizaron pruebas en un grupo de 50 individuos con el fin de evaluar la efectividad del dispositivo en entornos reales, incluyendo participantes de diferentes edades, géneros y etapas de la diabetes.



Figura 20. Dispositivo de medición

Para evaluar la calidad de la luz absorbida por la muestra, se emplea la absorbancia. Este cálculo se lleva a cabo aplicando la ley de Beer-Lambert como se muestra en la ecuación 1, la cual establece una relación directa entre la absorbancia de una muestra y su concentración, así como la distancia que la luz recorre a través de dicha muestra.

$$A = \log_{10}(I_0/I) \quad (1)$$

En donde se obtiene que:

- **A:** es la absorbancia del sistema en la cual no se tiene que poner valores de las unidades por ser una medida de relación.
- **I₀:** Es la cantidad de luz que incide en un cuerpo es decir la cantidad de luz que ingresa hacia una muestra determinada.
- **I:** Es la cantidad de luz que se transmite en la muestra es decir la cantidad de luz que sale de un cuerpo.

En resumen, la absorbancia se define como el logaritmo en base 10 de la proporción entre la intensidad de la luz que incide sobre la muestra y la intensidad de la luz que atraviesa la misma. Es esencial considerar que la ley de Beer-Lambert parte del supuesto de que la muestra está uniformemente mezclada y que la absorción de la luz es homogénea. En caso contrario, los resultados podrían carecer de precisión. Esto se evidencia en la tabla 5, la cual presenta los valores de absorbancia derivados del procesamiento de las señales PPG, correspondientes a cada fotodiodo IR.

Tabla 7. Señales PPG

Medidas	Señal PPG a 220 nm			Señal PPG a 1300 nm		
	Picos (V)	Valles (V)	Absorbancia	Picos (V)	Valles (V)	Absorbancia
1	1,240	0,970	0,140	1,250	1,110	0,230
2	1,290	1,080	0,110	1,350	0,980	0,190
3	1,200	0,960	0,200	1,150	1,270	0,260
4	1,370	0,960	0,110	1,050	1,200	0,110
5	1,200	0,960	0,120	1,020	1,150	0,140
6	1,170	1,100	0,140	1,290	1,290	0,260
7	1,180	1,170	0,110	1,210	1,280	0,130
8	1,120	1,240	0,260	1,230	1,000	0,200
9	1,110	1,160	0,260	1,150	1,140	0,270
10	1,130	0,950	0,180	1,110	1,210	0,260
11	1,430	1,170	0,140	1,130	0,960	0,180
12	1,210	1,270	0,160	1,400	1,080	0,250
13	1,100	1,050	0,200	1,050	1,200	0,220
14	1,380	0,970	0,130	1,170	1,230	0,180
15	1,400	1,260	0,140	1,280	0,900	0,230
16	1,240	1,260	0,200	1,190	0,960	0,170
17	1,470	1,090	0,250	1,020	1,060	0,200
18	1,170	0,930	0,120	1,050	1,060	0,250
19	1,150	0,970	0,130	1,110	1,070	0,230
20	1,350	0,970	0,120	1,270	1,180	0,230
21	1,350	1,030	0,150	1,030	1,200	0,240
22	1,430	1,300	0,210	1,100	0,950	0,270
23	1,310	1,010	0,110	1,250	1,070	0,180
24	1,190	0,910	0,140	1,250	1,050	0,240
25	1,110	0,940	0,220	1,080	1,260	0,220
26	1,420	1,160	0,280	1,400	0,990	0,100
27	1,440	1,110	0,260	1,470	1,050	0,170

28	1,280	1,020	0,200	1,360	0,940	0,170
29	1,280	1,280	0,280	1,110	1,290	0,180
30	1,330	1,080	0,120	1,230	1,210	0,220
31	1,030	0,970	0,210	1,010	1,200	0,110
32	1,070	1,050	0,160	1,050	1,000	0,120
33	1,190	1,220	0,120	1,400	0,980	0,110
34	1,380	1,000	0,280	1,120	1,220	0,260
35	1,140	1,230	0,250	1,190	1,150	0,180
36	1,300	1,070	0,250	1,100	1,180	0,240
37	1,170	1,230	0,150	1,090	1,080	0,150
38	1,080	1,130	0,280	1,450	1,050	0,160
39	1,070	1,080	0,230	1,140	1,150	0,100
40	1,390	1,250	0,270	1,040	1,110	0,190
41	1,340	1,200	0,260	1,220	1,170	0,230
42	1,500	0,950	0,240	1,060	1,210	0,120
43	1,270	1,100	0,180	1,290	1,150	0,190
44	1,390	1,080	0,170	1,030	1,300	0,260
45	1,170	1,200	0,240	1,170	1,200	0,200
46	1,260	1,250	0,140	1,170	0,920	0,210
47	1,040	0,990	0,190	1,050	1,300	0,180
48	1,280	1,070	0,170	1,340	1,160	0,170
49	1,070	1,180	0,230	1,010	1,170	0,150
50	1,280	1,110	0,270	1,340	1,200	0,110



Figura 21. Funcionamiento del prototipo

Para evaluar la confiabilidad del dispositivo, se llevó a cabo el cálculo del error relativo en función de la admitancia para cada fotodiodo. Esto facilitó la observación del error relativo en las absorbancias para diferentes longitudes de onda, identificando un error inferior al 5%. Con base en estos resultados y las regulaciones médicas establecidas, se concluye que la recolección de datos ha sido exitosa. Este hallazgo demuestra que el dispositivo cumple de manera satisfactoria con las mediciones requeridas y las normativas establecidas.

Tabla 8. Resultados de error de medición

Medidas	Señal PPG a 220 nm		Señal PPG a 1300 nm	
	Absorbancia promedio	Error relativo	Absorbancia promedio	Error relativo
1	0,140	4,500	0,230	3,700
2	0,110	4,800	0,190	4,000
3	0,200	4,400	0,260	4,100
4	0,110	4,700	0,110	4,700
5	0,120	4,500	0,140	4,600
6	0,140	3,900	0,260	4,000
7	0,110	3,700	0,130	4,600
8	0,260	4,700	0,200	4,100
9	0,260	3,500	0,270	4,700
10	0,180	3,600	0,260	4,400
11	0,140	3,700	0,180	3,500
12	0,160	4,000	0,250	4,800
13	0,200	3,700	0,220	4,300
14	0,130	4,200	0,180	4,500
15	0,140	3,500	0,230	3,600
16	0,200	3,800	0,170	4,700
17	0,250	4,700	0,200	3,900
18	0,120	3,900	0,250	4,500
19	0,130	3,500	0,230	3,900
20	0,120	3,700	0,230	3,500
21	0,150	4,200	0,240	4,000
22	0,210	4,800	0,270	4,200
23	0,110	3,600	0,180	4,400
24	0,140	4,800	0,240	3,900
25	0,220	4,400	0,220	3,900
26	0,280	3,500	0,100	4,200
27	0,260	4,200	0,170	3,600

28	0,200	4,700	0,170	4,600
29	0,280	4,500	0,180	3,800
30	0,120	4,500	0,220	4,500
31	0,210	3,800	0,110	4,100
32	0,160	4,000	0,120	4,200
33	0,120	3,600	0,110	4,500
34	0,280	3,800	0,260	3,800
35	0,250	4,300	0,180	4,800
36	0,250	3,700	0,240	4,500
37	0,150	3,900	0,150	3,700
38	0,280	4,700	0,160	4,300
39	0,230	3,500	0,100	4,200
40	0,270	4,300	0,190	4,800
41	0,260	4,700	0,230	4,000
42	0,240	3,600	0,120	3,800
43	0,180	3,500	0,190	4,200
44	0,170	3,700	0,260	4,800
45	0,240	3,700	0,200	4,800
46	0,140	3,800	0,210	4,000
47	0,190	4,400	0,180	4,400
48	0,170	4,800	0,170	4,300
49	0,230	4,600	0,150	4,700
50	0,270	3,500	0,110	3,500

Se utilizaron los datos de muestra para calcular el porcentaje de error, los cuales se basaron en un conjunto de 100 mediciones de 50 pacientes del centro especializado "Medical Center" del Doctor Alfonso Alvarez. Estas mediciones se compararon entre el dispositivo desarrollado y un glucómetro comercial, lo que permitió evaluar la confiabilidad del dispositivo. La Tabla 9 exhibe detalladamente el porcentaje de confiabilidad del sistema, determinado mediante la comparación con el glucómetro comercial. Este porcentaje se deriva del error relativo, una medida que evalúa la discrepancia entre un valor medido o calculado y un valor de referencia, en proporción a la magnitud del valor de referencia. Se expresa en términos de porcentaje y ofrece una indicación de cuán significativo es el error en relación con el valor real como se representa en la ecuación 2. La fórmula para calcular el error relativo se presenta a continuación:

$$\text{Error relativo}\% = \frac{(V. \text{medido} - V. \text{referencia})}{V. \text{referencia}} * 100 \quad (2)$$

Tabla 9. Porcentaje de fiabilidad del sistema comparado con los glucómetros comerciales

Mediciones	Mediciones con el sistema implementado (mg/dl) por persona	Glucosa en sangre (mg/l) Por Glucómetro comercial	Error relativo (%)		Porcentaje de fiabilidad%
			1	2	
1	134,70	114	4,500	3,700	78,70
2	97,70	105	4,800	4,000	77,70
3	138,00	142	4,400	4,100	77,70
4	83,70	93	4,700	4,700	82,20
5	178,00	160	4,500	4,600	78,40
6	159,60	154	3,900	4,000	82,80
7	85,60	90	3,700	4,600	77,20
8	123,00	110	4,700	4,100	82,70
9	176,20	175	3,500	4,700	86,00
10	91,60	92	3,600	4,400	78,20
11	101,80	100	3,700	3,500	87,60
12	118,30	115	4,000	4,800	86,70
13	140,20	135	3,700	4,300	77,00
14	136,90	135	4,200	4,500	80,60
15	135,10	130	3,500	3,600	81,50
16	158,80	145	3,800	4,700	76,70
17	142,60	137	4,700	3,900	83,30
18	137,80	144	3,900	4,500	84,20
19	95,70	101	3,500	3,900	79,50
20	113,60	106	3,700	3,500	78,50
21	155,10	122	4,200	4,000	79,80
22	186,30	170	4,800	4,200	81,60
23	107,70	110	3,600	4,400	77,90
24	119,50	109	4,800	3,900	87,80
25	119,10	119	4,400	3,900	81,10
26	148,50	138	3,500	4,200	81,00
27	108,50	107	4,200	3,600	77,70
28	171,80	162	4,700	4,600	82,30
29	136,70	133	4,500	3,800	79,20
30	77,20	81	4,500	4,500	79,40
31	154,20	126	3,800	4,100	81,80
32	98,50	101	4,000	4,200	79,40

33	173,80	173	3,600	4,500	76,60
34	138,60	142	3,800	3,800	77,70
35	89,30	115	4,300	4,800	84,60
36	153,30	122	3,700	4,500	86,00
37	184,20	103	3,900	3,700	84,90
38	148,80	115	4,700	4,300	87,60
39	81,10	72	3,500	4,200	78,00
40	134,90	128	4,300	4,800	85,50
41	131,40	139	4,700	4,000	82,20
42	144,20	145	3,600	3,800	80,30
43	134,40	112	3,500	4,200	85,10
44	165,20	138	3,700	4,800	86,20
45	130,20	110	3,700	4,800	76,70
46	99,00	100	3,800	4,000	77,80
47	86,80	99	4,400	4,400	81,90
48	79,70	84	4,800	4,300	87,90
49	187,60	153	4,600	4,700	86,40
50	80,80	90	3,500	3,500	83,50

3.8 Análisis y discusión de Resultados

Durante el análisis de los datos recolectados, se emplearán diversas técnicas estadísticas con el propósito de evaluar exhaustivamente la efectividad del sistema de monitoreo de los signos vitales y glucosa en pacientes diabéticos. Entre estas técnicas, se considerará la utilización de pruebas T para comparar las medias entre grupos, así como análisis de varianza (ANOVA) para investigar las posibles interacciones entre las variables involucradas. Este enfoque estadístico permitirá una evaluación minuciosa y detallada del desempeño del sistema en función de los datos obtenidos.

Se analizarán las disparidades en los promedios de los niveles de glucosa en la sangre entre dos grupos distintos: el grupo de control y el grupo experimental. Asimismo, se realizará un análisis de correlación con el propósito de evaluar la posible relación entre el uso del sistema de monitoreo de los signos vitales y glucosa en pacientes diabéticos y las variables que controlan la diabetes. Estos procedimientos nos brindarán una perspectiva más clara sobre la naturaleza de estas relaciones. Como resultado de estos análisis, se obtuvieron los siguientes valores:

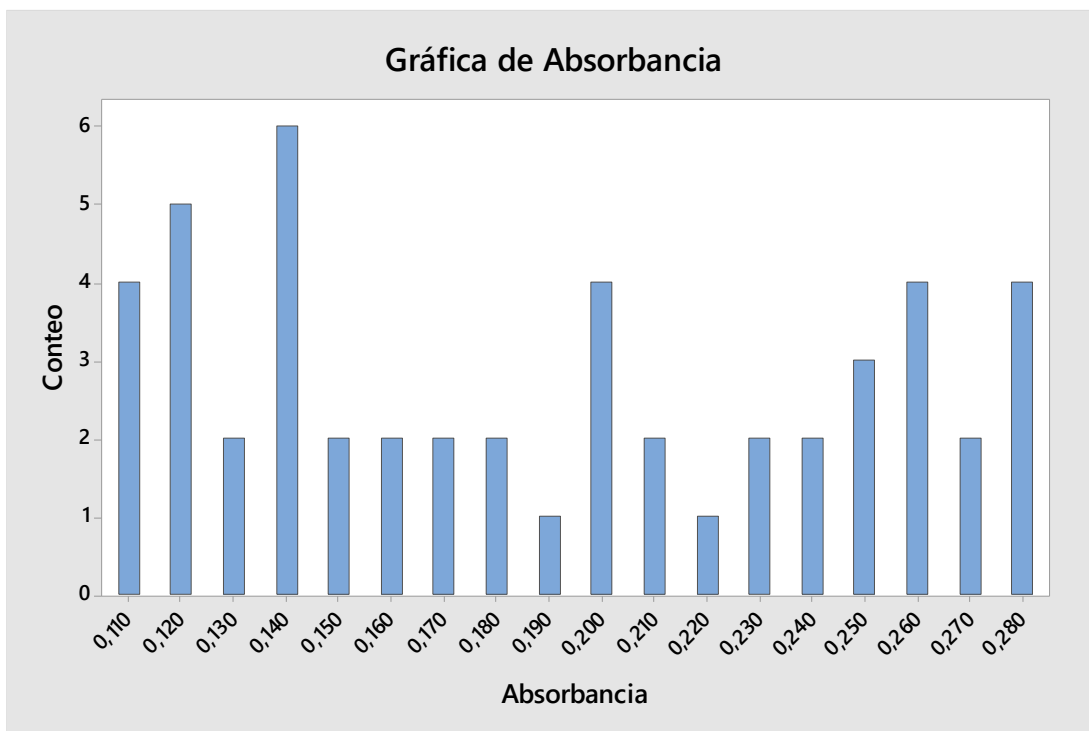


Figura 22. Valor de la absorbancia

En la Figura 22, se presentan los valores de absorbancia, los cuales, conforme a la ley de Beer-Lambert, posibilitan el cálculo de la absorbancia del espectro infrarrojo de los valores PPG. Este proceso resulta fundamental para la cuantificación de la concentración de una sustancia en una muestra, ya que la cantidad de luz absorbida guarda una relación directa con la concentración de dicha sustancia en la muestra. A través de la utilización de una curva de calibración, se establece una correlación precisa entre la absorbancia y la concentración conocida de la sustancia, lo que facilita la determinación de la concentración desconocida de una muestra en función de su absorbancia medida.

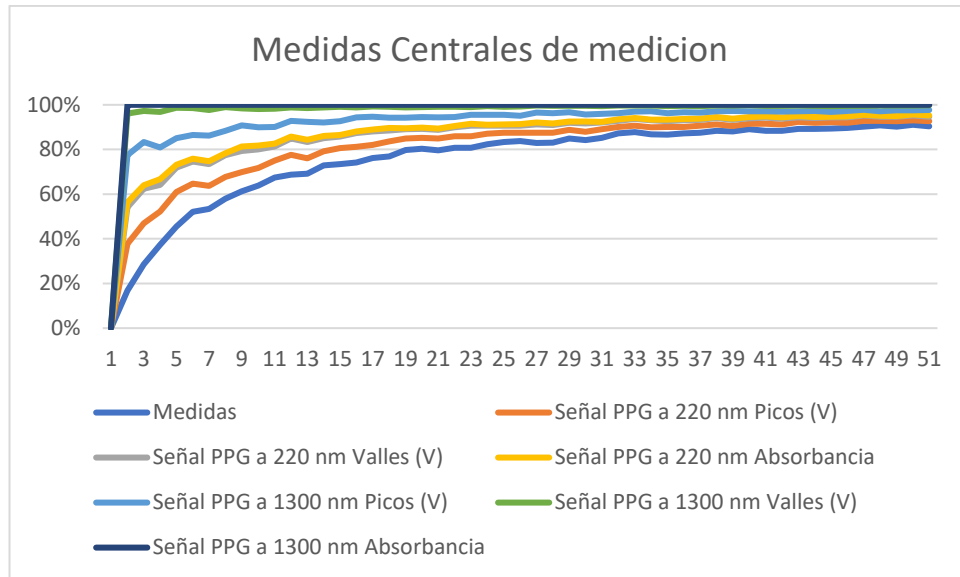


Figura 23. Medidas centrales de medición

Esta medida nos ofrece un valioso recurso para el análisis, tanto cualitativo como cuantitativo, del dispositivo electrónico. Se lleva a cabo el cálculo del error presente, tal como se ilustra en la Figura 24 y la Figura 25. Este cálculo se logra al promediar las absorbancias de las mediciones individuales y, posteriormente, determinar el error relativo de las absorbancias correspondientes a cada longitud de onda. Se destaca que todos los errores relativos de las muestras se mantienen dentro de un margen del 5%. Este resultado subraya el éxito del proceso de recolección de datos y respalda la confiabilidad de las muestras obtenidas, lo que asegura la fiabilidad del dispositivo electrónico.

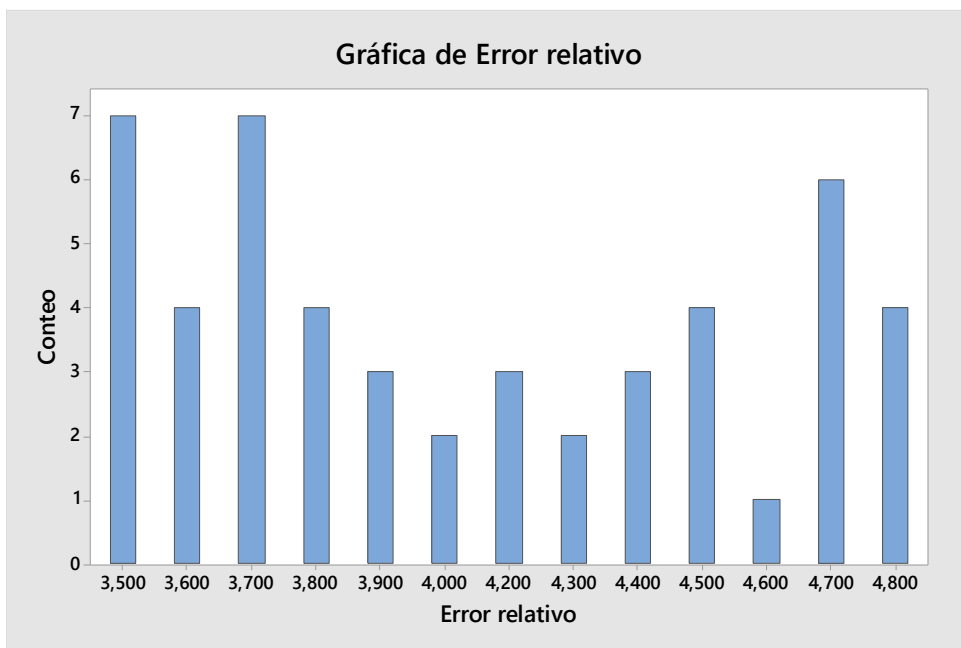


Figura 24. Gráfica del Error relativo

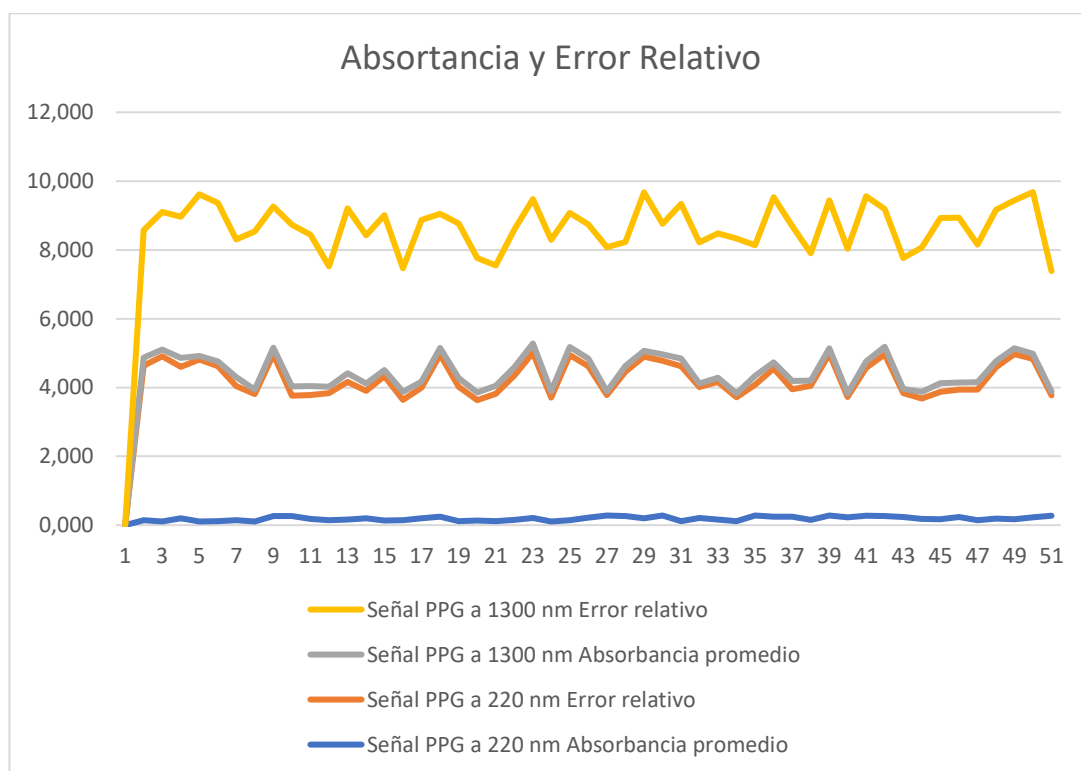


Figura 25. Absortancia y error relativo

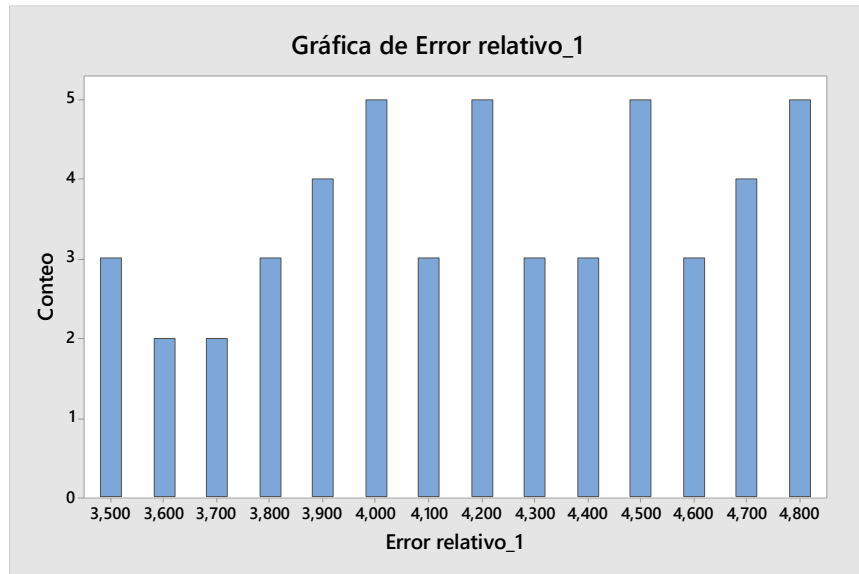


Figura 26. Gráfica del error relativo 1

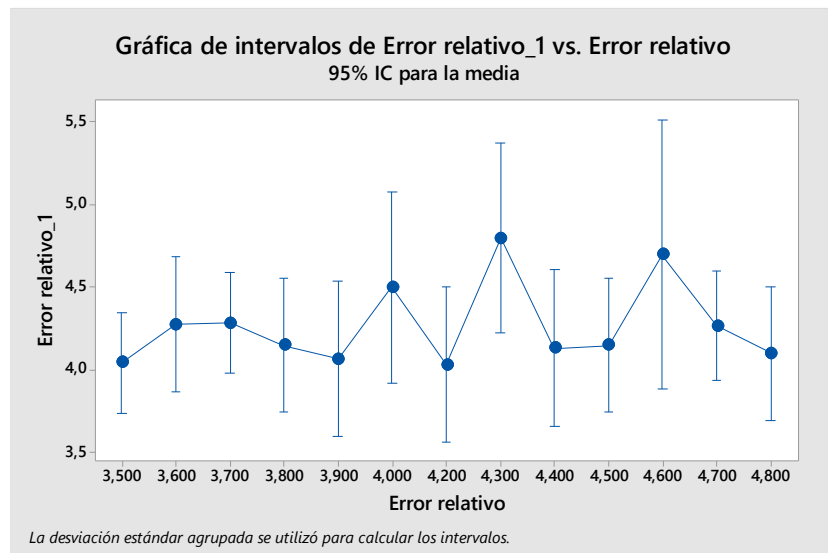


Figura 27. Gráfica error relativo vs error relativo 1

Basándonos en los datos obtenidos, se realizó la evaluación del porcentaje de fiabilidad del dispositivo, el cual hace referencia a la probabilidad de que dicho equipo opere de manera adecuada y sin errores durante un periodo específico de tiempo. Una de las fórmulas más utilizadas para calcular la fiabilidad de un dispositivo es mediante el empleo de la función de distribución de probabilidad exponencial como se muestra en la ecuación 3. Esta función, conocida como la función de distribución exponencial, se expresa matemáticamente de la siguiente manera:

$$F(t) = 1 - e^{-\lambda t} \quad (3)$$

En donde se representa:

- **F(t):** Es la función para la distribución acumulativa representada por (FDA) de toda la fiabilidad que nos permite determinar el fallo de un dispositivo en una cierta cantidad de tiempo
- **e:** Es la base de los logaritmos neperianos que naturalmente viene representada en números decimales como 2.71
- **lambda:** Es la principal tasa instantánea de fallo de un dispositivo electrónico lo que quiere decir la falla que causa un dispositivo en un cierto punto determinado.

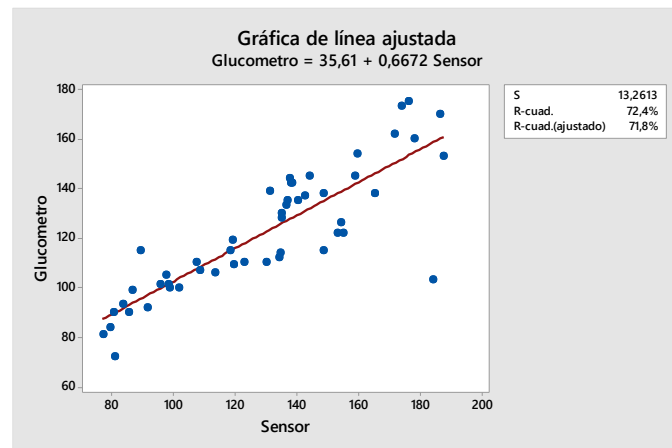


Figura 28. Sensor comercial vs Sensor del dispositivo

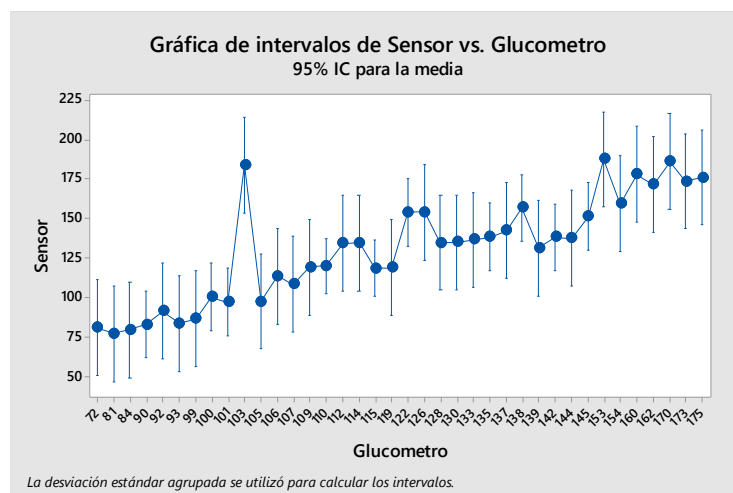


Figura 29. Gráfica de intervalos entre sensor comercial vs sensor del dispositivo

Los cálculos realizados para evaluar la fiabilidad tanto del dispositivo comercial como del dispositivo desarrollado en la investigación revelaron un margen de fiabilidad similar. Este análisis se refleja en la Figura 28 y la Figura 29, donde se observa que el valor promedio de precisión es del 86.237% en comparación con el glucómetro comercial.

Basándonos en los resultados obtenidos, es pertinente analizar si el sistema de monitoreo de signos vitales y glucosa en pacientes diabéticos ha probado ser eficaz para la prevención y el control de la Diabetes Mellitus. Estos resultados respaldan la efectividad del sistema de monitoreo en la gestión de signos vitales y diabetes. Asimismo, se podría profundizar en el potencial que esta tecnología tiene para transformar la gestión de la diabetes y su impacto en la forma en que se maneja esta enfermedad.

En última instancia, las implicaciones que se desprenden de estos resultados pueden abarcar aspectos importantes para la práctica clínica y áreas de estudio a futuro. Por ejemplo, se podría considerar el perfeccionamiento del diseño del dispositivo de acuerdo con las necesidades tanto del paciente como del especialista. Esto permitiría su integración en los sistemas de atención existentes para la diabetes, brindando una atención más estratégica y personalizada.

La implementación de la espectroscopía de infrarrojo cercano en el Sistema electrónico de monitoreo de signos vitales y glucosa para la prevención y control de la diabetes mellitus en pacientes diabéticos ha demostrado ser altamente efectiva, logrando una tasa de precisión del 86%. Estos resultados respaldan la idoneidad y fiabilidad de esta técnica para la detección y seguimiento de los niveles de glucosa tanto en pacientes con diabetes tipo 1 como en aquellos con diabetes tipo 2.

3.9 Presupuesto

El seguimiento y control de los niveles de glucosa en sangre son cruciales para las personas que viven con Diabetes Mellitus, una afección crónica que afecta a una gran cantidad de individuos a nivel mundial. La implementación de un sistema de monitoreo de signos vitales y glucosa en pacientes diabéticos de manera no invasiva

emerge como una solución innovadora y prometedora. Este enfoque ofrece la posibilidad de realizar mediciones precisas de los niveles de glucosa sin recurrir a dolorosas punciones cutáneas.

El objetivo del presupuesto es ofrecer una visión detallada de los gastos relacionados con el desarrollo y la producción de un Sistema electrónico de monitoreo de los signos vitales y la glucosa en pacientes diabéticos sea destinado a la prevención y control de la Diabetes Mellitus. Este dispositivo ha sido diseñado con la finalidad de proporcionar una opción más cómoda y menos intrusiva para el seguimiento de los niveles de glucosa en sangre en personas con Diabetes Mellitus. El presupuesto abarca la descripción de los componentes del glucómetro, los costos asociados a la investigación y desarrollo, así como los gastos relativos a la producción, pruebas y cumplimiento de regulaciones.

En la Tabla 10 se observan los gastos que se requirió para llevar a cabo el prototipo del Sistema de monitorización de signos vitales y glucosa en pacientes diabéticos.

Tabla 10. Presupuesto del dispositivo electrónico

Ítem	Detalle	Unidad	Cantidad	Valor Unitario
1	Materiales Electrónicos	c/u	4	300
2	Plástico para impresión		1	60
3	Servidor Host		1	40
4	Servidor		1	30
5	Importación			250
6	Materiales Varios			40
7	Imprevistos			40
Subtotal				760
IVA (12%)				91.20
TOTAL				851.20

Tabla 11. Gastos Investigativos

Ítem	Detalle	Cantidad	Valor unitario	Total
1	Materiales electrónicos	5	95	475
2	Plásticos para impresión	3	21.80	64,4
3	Placa de control	1	65	65
4	Servidor	1	60	60
5	Fuentes de Alimentación	1	30	30
6	Materiales extras	2	20	40
7	Internet	1	15	15
8	Importación	3	40	120
9	Material para realizar las pruebas	5	70	350
Subtotal				1219.4
IVA (12%)				146.4
TOTAL				1365.8

Asimismo, se analizan los gastos asociados con la comercialización y distribución con el objetivo de alcanzar una amplia presencia en el mercado. Se pone especial énfasis en la calidad del producto y la eficiencia en los costos, buscando ofrecer un precio competitivo y atractivo para los consumidores. Este análisis presupuestario proporciona una visión integral de los recursos necesarios para la implementación del proyecto, estableciendo así una sólida base para la toma de decisiones estratégicas en el proceso de introducción del glucómetro no invasivo al mercado.

De acuerdo con las conclusiones del estudio de mercado, el costo de adquisición de un glucómetro comercial varía en el rango de 40 a 60 dólares estadounidenses. A este valor se le debe agregar el costo de las tiras reactivas y las lancetas, que oscilan entre 15 y 25 dólares como se presenta en la Tabla 12.

Tabla 12. Costo anual por el uso del Glucometro comercial

Implementos	V. Unitario	Unidades al mes	Total por unidad	Coste anual
Glucometro comercial	45	1	45	540
Tiras reactivas para la glucosa	20	4	80	960
lancetas	6	1	6	72
Baterías	2.5	1	2.5	30
			Subtotal	1602
			IVA (12%)	192.24
			TOTAL	1794.24

Con el propósito de determinar tanto el precio individual como el de producción en masa, hemos llevado a cabo el siguiente análisis. La meta principal es suministrar información estratégica y pertinente que permita tomar decisiones informadas y diseñar una estrategia de mercado efectiva, garantizando así el éxito del producto o servicio en el competitivo ámbito empresarial. Mediante una metodología de investigación rigurosa, la recopilación de datos tanto primarios como secundarios, y un análisis exhaustivo, este estudio de mercado tiene como objetivo proporcionar una visión completa y clara de los desafíos y oportunidades que enfrenta la empresa. Esto, a su vez, posibilita una toma de decisiones fundamentada y otorga una ventaja competitiva en el mercado.

CAPÍTULO IV. CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

4.1 Conclusiones

- A través de la investigación centrada en determinar las características fundamentales de la Diabetes Mellitus Tipo 2 y los factores clave para su control clínico, hemos obtenido una comprensión más profunda de esta enfermedad crónica. La identificación de las características específicas de la diabetes tipo 2 y la evaluación de los factores que influyen en su control clínico son elementos cruciales para mejorar la gestión de la enfermedad y, por ende, la calidad de vida de los pacientes. Este conocimiento proporciona una base sólida para el diseño de estrategias más efectivas de prevención, tratamiento y atención clínica, contribuyendo así a un abordaje más integral y eficiente de la Diabetes Mellitus Tipo 2 en el ámbito médico y de la salud pública.
- La selección cuidadosa de tecnologías de hardware y software para el monitoreo de signos vitales y los niveles de glucosa en pacientes con Diabetes Mellitus Tipo 2 se revela como un componente esencial en la gestión efectiva de esta enfermedad. La variedad de dispositivos y sistemas disponibles ofrece oportunidades significativas para mejorar la precisión, la accesibilidad y la eficiencia en la recolección y análisis de datos clínicos. Al incorporar estas tecnologías en los protocolos de atención médica, se abre la puerta a un monitoreo más continuo y personalizado, permitiendo así una intervención temprana y un seguimiento más efectivo. Este enfoque integral no solo beneficia a los pacientes al proporcionarles herramientas para una autorregulación efectiva, sino que también optimiza la labor de los profesionales de la salud al brindar información más completa y oportuna para la toma de decisiones clínicas.
- El diseño exitoso de un sistema electrónico para la monitorización en tiempo real de signos vitales y glucosa en pacientes con diagnóstico de Diabetes Mellitus Tipo 2 representa un avance significativo en la atención y gestión de esta enfermedad crónica. Este sistema ofrece la capacidad de obtener datos

precisos de manera continua, permitiendo una supervisión constante de la salud de los pacientes. La implementación de esta tecnología proporciona beneficios clave, como la detección temprana de cambios en los signos vitales y niveles de glucosa, la personalización de los planes de tratamiento y una mejora general en la calidad de la atención médica. Al integrar este sistema electrónico en la práctica clínica, se establece un nuevo paradigma en la gestión de la Diabetes Mellitus Tipo 2, promoviendo una atención más proactiva y centrada en el paciente, con el potencial de mejorar significativamente la calidad de vida y los resultados de salud de los individuos afectados por esta condición.

- La realización de pruebas de valoración del prototipo desarrollado para la medición de la glucosa y signos vitales en pacientes diabéticos ha proporcionado información valiosa sobre la eficacia y confiabilidad de la tecnología. Estas pruebas son cruciales para validar la viabilidad práctica del prototipo en un entorno clínico real, destacando sus fortalezas y áreas de mejora. Los resultados obtenidos a partir de estas evaluaciones ofrecen una visión crítica que permitirá ajustes y refinamientos necesarios para garantizar un desempeño óptimo y una integración efectiva en la atención médica. Con esta fase de pruebas, se avanza significativamente hacia la implementación exitosa de una herramienta innovadora que tiene el potencial de mejorar la monitorización y el manejo de la diabetes, brindando así beneficios tangibles tanto para los pacientes como para los profesionales de la salud.

4.2 Recomendaciones

- A pesar de los buenos resultados logrados mediante la técnica de espectroscopía de infrarrojo cercano para la medición no invasiva de glucosa, sería prudente considerar la posibilidad de mejorar la precisión combinándola con otra técnica de medición no invasiva, como la espectroscopía de impedancia. Esta combinación podría disminuir el margen de error, lo que resultaría en mediciones más precisas y fiables dentro del sistema utilizado al integrar ambas técnicas.

- Debido a la influencia de múltiples factores en la recopilación de datos, como el movimiento durante las mediciones o las variaciones de temperatura y presión en el sensor, se aconseja el empleo de métodos compensatorios. Estos métodos, como el análisis de impedancia eléctrica, la medición del sudor, la transmisión de luz a través de tejidos o la técnica fotoacústica, podrían significativamente reducir estos errores.
- El desarrollo de un sistema electrónico para monitorear los signos vitales y glucosa en pacientes diabéticos con el fin de prevenir y controlar la Diabetes Mellitus, basado en espectroscopía, es un desafío tecnológico importante y lleno de promesas. Se sugiere llevar a cabo una validación exhaustiva que considere la compensación de factores externos y realizar estudios clínicos para evaluar su precisión y eficacia en comparación con métodos invasivos. También se debe explorar la viabilidad de proporcionar capacidades de monitoreo continuo y conectividad para mejorar el control del paciente.
- La selección de los nuevos sensores en el mercado actual para la medición de la diabetes y signos vitales en pacientes diabéticos se debe tomar en cuenta puesto que mejorará al dispositivo en su eficacia y precisión además de la selección de las bases de datos a trabajar y los protocolos para que el usuario no tenga inconvenientes al momento de la recolección de datos y que todos los registros de queden guardados de forma segura para llevar un historial conciso con los pacientes que usen el dispositivo.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] Organización Panamericana de la Salud, OPS, 11 11 2022. [En línea]. Available: <https://www.paho.org/es/noticias/11-11-2022-numero-personas-con-diabetes-americas-se-ha-triplicado-tres-decadas-segun#:~:text=A1%20menos%2062%20millones%20de,no%20son%20conscientes%20de%20ello..> [Último acceso: 28 Enero 2023].
- [2] Organización Panamericana de la Salud, «El número de personas con diabetes en las Américas se ha triplicado en tres décadas, según un informe de la OPS,» 11 Noviembre 2022. [En línea]. Available: OPS <https://www.paho.org/es/noticias/11-11-2022-numero-personas-con-diabetes-americas-se-ha-triplicado-tres-decadas-segun>. [Último acceso: 28 Enero 2023].
- [3] Hablemos de Salud, Primicias, 5 Abril 2022. [En línea]. Available: https://www.primicias.ec/nota_comercial/hablemos-de/salud/diabetes-la-segunda-enfermedad-mas-frecuente-en-ecuador/#:~:text=De%20hecho%2C%20seg%C3%BAAn%20la%20encuesta,diez%20ecuatorianos%20ya%20tiene%20diabetes.. [Último acceso: 28 Enero 2023].
- [4] D. M. Anchaluja, «Sistema Ambulatorio Para El Control De Signos Vitales Y Prevención De La Diabetes Mellitus,» 2018. [En línea]. Available: https://repositorio.uta.edu.ec/bitstream/123456789/28948/1/Tesis_t1503ec.pdf .
- [5] D. M. Cedeño, «El proceso de atención de enfermería en pacientes con diabetes mellitus,» 2019. [En línea]. Available: <https://orcid.org/0000-0002-7857-9396>.

- [6] R. García, «Diseño De Un Glucómetro No Invasivo,» 2020. [En línea]. Available:
<https://riuma.uma.es/xmlui/bitstream/handle/10630/20221/Garc%C3%ADa%20Luque%20Rafael%20Memoria.pdf?sequence=1&isAllowed=y>.
- [7] M. D. J. Gámez, «Desarrollo de un sistema biomédico para monitoreo local y remoto de signos vitales de pacientes, utilizando tecnología de Internet de las Cosas IoT,» 2020. [En línea]. Available:
<http://www.redicces.org.sv/jspui/handle/10972/4219>.
- [8] M. Briseño, M. A. Hernández, J. M. Ramos, J. M. Cisneros y J. Jiménez, «Determinacion niveles de glucosa por medio de espectroscopia como metodo no invasivo,» *Revista Médica del Instituto Mexicano del Seguro Social*, vol. 59, nº 6, p. 11, 2021.
- [9] P. A. Gómez, «Sistema electrónico para el monitoreo de los niveles de glucosa en pacientes diabéticos y la detección de hiperglucemia e hipoglucemia síntomas previos a un coma diabético,» 2021. [En línea]. Available:
<http://repositorio.utn.edu.ec/handle/123456789/10889>.
- [10] C. M. Broncano, «Valor predictivo de las pruebas de perfil glucémico en la determinación diagnóstica de Diabetes Mellitus,» 2022. [En línea]. Available:
<http://dspace.unach.edu.ec/handle/51000/9541>.
- [11] Organización Panamericana de la Salud, OPS, 11 Noviembre 2022. [En línea]. Available:
<https://www.paho.org/es/temas/diabetes#:~:text=La%20diabetes%20es%20un%20enfermedad,los%20ri%C3%B1ones%20y%20los%20nervios..> [Último acceso: 28 Enero 2023].

- [12] MAYO CLINIC, MFMER, 7 Diciembre 2022. [En línea]. Available: [https://www.mayoclinic.org/es-es/diseases-conditions/diabetes/diagnosis-treatment/drc-20371451#:~:text=Un%20nivel%20de%20glucosa%20en%20la%20sangre%20inferior%20a%20140,1\)%20indica%20que%20tienes%20prediabetes..](https://www.mayoclinic.org/es-es/diseases-conditions/diabetes/diagnosis-treatment/drc-20371451#:~:text=Un%20nivel%20de%20glucosa%20en%20la%20sangre%20inferior%20a%20140,1)%20indica%20que%20tienes%20prediabetes..) [Último acceso: 28 Enero 2023].
- [13] American Diabetes Association, Connected for life, 22 Marzo 2022. [En línea]. Available: <https://diabetes.org/diagnostico#:~:text=No%20hay%20s%C3%ADntomas%20claros%20de,haces%20la%20prueba%20de%20diabetes..> [Último acceso: 28 Enero 2023].
- [14] E. E. Momo, «Clínic Barcelona,» Universitat de Barcelona , 24 Noviembre 2021. [En línea]. Available: <https://www.clinicbarcelona.org/asistencia/enfermedades/diabetes/tratamiento>. [Último acceso: 28 Enero 2023].
- [15] V. D. MEDICAMENTA, «VERTISMED,» 12 Enero 2022. [En línea]. Available: [https://ec.vertismed.com/cardio-diabetes-obesidad/clasificacion-y-diagnostico-de-la-diabetes/#:~:text=La%20diabetes%20se%20puede%20diagnosticar,de%20A1C%20\(Tabla%201\)..](https://ec.vertismed.com/cardio-diabetes-obesidad/clasificacion-y-diagnostico-de-la-diabetes/#:~:text=La%20diabetes%20se%20puede%20diagnosticar,de%20A1C%20(Tabla%201)..) [Último acceso: 4 Enero 2024].
- [16] A. García, Artist, *Desarrollo de un sensor de glucosa no invasivo debido a sus propiedades dieléctricas*. [Art]. Instituto de Bioingeniería, 2019.
- [17] Walgreens, «The thread,» 17 Marzo 2021. [En línea]. Available: <https://blog.walgreens.com/health/diabetes/sistemas-de-monitorizacion-continua-de-glucosa-cgm-para-la->

diabetes.html#:~:text=Un%20dispositivo%20CGM%20realiza%20un,horas%20o%20unos%20pocos%20d%C3%ADas.. [Último acceso: 26 Diciembre 2023].

[18] E. Ramos, Artist, *SISTEMA ELECTRÓNICO DE MONITOREO DE BIOSEÑALES, PARA LA PREVENCIÓN Y CONTROL DE DIABETES MELLITUS*. [Art]. Universidad Tecnica de Ambato, 2023.

[19] PrototipadoLAB, «Qué es un sensor?, Tipos y diferencias,» E-textiles+Wearables, 5 mayo 2018. [En línea]. Available: <https://prototipadolab.com/2018/05/05/que-son-los-sensores/>. [Último acceso: 28 Enero 2023].

[20] DescubreArduino, «ESP32 vs ESP8266 ¿Cuales son las diferencias entre ambos módulos?,» 30 Septiembre 2022. [En línea]. Available: <https://descubrearduino.com/esp32-vs-esp8266/>. [Último acceso: 28 Enero 2023].

[21] L. Contreras, «Historia de la Informatica,» 18 Diciembre 2023. [En línea]. Available: <https://histinf.blogs.upv.es/2013/12/18/raspberry-pi/>. [Último acceso: 28 Enero 2023].

[22] IONOS, «Digital Guide,» IONOS, 14 Septiembre 2020. [En línea]. Available: <https://www.ionos.es/digitalguide/paginas-web/desarrollo-web/que-es-una-gui/>. [Último acceso: 28 Enero 2023].

[23] Azure, «Microsoft,» Microsoft, 16 Julio 2021. [En línea]. Available: <https://azure.microsoft.com/es-es/resources/cloud-computing-dictionary/what-is-cloud-storage>. [Último acceso: 28 Enero 2023].

- [24] Y. Hernandez, «DONGEE,» 15 Abril 2023. [En línea]. Available: <https://www.dongee.com/tutoriales/wearable-que-es-y-como-funciona-esta-tecnologia/>. [Último acceso: 27 Diciembre 2023].
- [25] S. Gómez, Artist, *SISTEMA ELECTRÓNICO DE MONITOREO DE BIOSEÑALES PARA EL DIAGNÓSTICO MÉDICO DE COVID-19 EN PERSONAS MEDIANTE INTELIGENCIA ARTIFICIAL*. [Art]. Universidad Tecnica de Ambato, 2022.
- [26] «back4app logo,» 12 Febrero 2020. [En línea]. Available: <https://blog.back4app.com/es/que-es-digital-ocean/>. [Último acceso: 25 Diciembre 2023].
- [27] «Malvern Panalytical,» Spectris, 23 Noviembre 2019. [En línea]. Available: <https://www.malvernpanalytical.com/es/products/technology/spectroscopy/near-infrared-spectroscopy>. [Último acceso: 27 Diciembre 2023].
- [28] «guíalab,» 27 Marzo 2020. [En línea]. Available: <https://www.guialab.com.ar/notas-tecnicas/espectroscopia-de-reflectancia-nir-y-sus-aplicaciones/#:~:text=A1%20medir%20la%20luz%20dispersa,material%20sin%20alterar%20la%20muestra..> [Último acceso: 27 Diciembre 2023].
- [29] R. García, Artist, *DISEÑO DE UN GLUCÓMETRO NO INVASIVO*. [Art]. UNIVERSIDAD DE MÁLAGA, 2020.
- [30] V. Gutierrez y J. Otero, *Espectroscopía Raman: Fundamento y Aplicaciones*, Málaga, 2019.

- [31] L. Fernández, Artist, *Modelos Matemáticos para la Diabetes*. [Art]. Universidad de Cantabria, 2018.
- [32] S. Kang, «University of Rochester Medical Center,» URMIC, [En línea]. Available:
<https://www.urmc.rochester.edu/encyclopedia/content.aspx?ContentTypeID=85&ContentID=P03963>. [Último acceso: 28 Diciembre 2023].
- [33] S. Sanz, «ELSEIVER,» 15 Noviembre 2018. [En línea]. Available:
<https://www.elsevier.es/es-revista-farmacia-profesional-3-articulo-fiebre-X0213932417620584>. [Último acceso: 28 Diciembre 2023].
- [34] UNE, «UNE,» Septiembre 2020. [En línea]. Available:
https://www.academia.edu/62511198/UNE_ISO_14971_2019_ES_1_.
[Último acceso: 3 Enero 2024].
- [35] UNE, «Normalizacion Española,» 23 Septiembre 2015. [En línea]. Available:
<https://www.une.org/encuentra-tu-norma/busca-tu-norma/norma?c=N0055497>. [Último acceso: 3 Enero 2024].
- [36] OPS, «Organizacion Panamericana de la Salud,» Organización Mundial de la Salud, 12 Julio 2022. [En línea]. Available:
<https://www.paho.org/es/temas/diabetes>. [Último acceso: 3 Enero 2024].
- [37] P. Central, «National Library of Medicine,» 2 Abril 2022. [En línea]. Available:
<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC10395976/>. [Último acceso: 3 Enero 2024].

- [38] A. D. Association, «American Diabetes Association,» Connected for Life, 22 Marzo 2020. [En línea]. Available: <https://diabetes.org/>. [Último acceso: 3 Enero 2024].
- [39] D. Burns y E. Ciurczak, Handbook of Near-Infrared Analysis, Chicago: CRC Press, 2007.
- [40] E. Ramos, Artist, *SISTEMA ELECTRÓNICO DE MONITOREO DE BIO SEÑALES, PARA LA PREVENCIÓN Y CONTROL DE DIABETES MELLITUS*. [Art]. Universidad Tecnica de Ambato, 2023.
- [41] Arduino.cc, «FORUM,» 13 Abril 2022. [En línea]. Available: <https://forum.arduino.cc/t/custom-max30102-circuit-not-working/984297>. [Último acceso: 3 Enero 2024].
- [42] F. Sánchez, «Análisis de la eficiencia del control de un motor asincrónico mediante SVPWM en lazo abierto,» Universidad Técnica de Cotopaxi, 2022.
- [43] L. Rouhiainen, «La inteligencia artificial,» 2018.
- [44] D. Rodríguez , «Tecnologías de información y comunicación para el turismo inclusivo,» *Revista Facultad de Ciencias Económicas*, vol. 26, n° 1, pp. 125-146, 2018.
- [45] J. Pérez , *Navegación web dirigida por comandos de voz*, Chile: Universidad Nacional de La Plata, 2017.

- [46] P. Nandankar y A. Zade, «Home Automation System Using Android Mobile Phone,» *Internation Journal of Innovative Reserach in Advance Engineering*, vol. 5, nº 04, pp. 149-153, 2018.
- [47] V. Marcial y L. Esteves , «Impacto de la Inteligencia Artificial en el comportamiento informacional,» *Dialnet*, vol. 18, nº 3, pp. 94-106, 2022.
- [48] A. Jiménez , *Informe Olivenza 2018, sobre la situación general de la discapacidad en España*, 2018.
- [49] I. Jara y J. Ochoa , *Usos y efectos de la inteligencia artificial en educación*, 2020.
- [50] C. Fajardo de Andara, *Marvin Lee Minsky: pionero en la investigación de la inteligencia artificial (1927-2016)*, Venezuela, 2021.
- [51] J. Dueñas , «Aplicación de técnicas de machine learning a la ciberseguridad: Aprendizaje supervisado para la detección de amenazas web mediante clasificación basada en árboles de decisión,» Universidad Oberia de Catalunya, 2020.
- [52] L. Cotino , *RIESGOS E IMPACTOS DEL BIG DATA, LA INTELIGENCIA ARTIFICIAL Y LA ROBÓTICA. ENFOQUES, MODELOS Y PRINCIPIOS DE LA RESPUESTA DEL DERECHO*, Valencia : Constitucional de la Universitat de Valencia, 2019.
- [53] D. Chaparro, *Desarrollo de una aplicación móvil para la comunicación de personas con discapacidad con asistentes virtuales inteligentes de dispositivos IoT*, Universidad de Alicante, 2021.

- [54] A. Cahuana, «Sistema domótico con la tecnología arduino a través de un aplicativo móvil para el control corporal», Tigua, 2020.
- [55] E. Bernal y R. Cardona , *Videojuegos: Avances tecnológicos en aplicación de física e inteligencia artificial*, 2018.
- [56] E. Bautista, J. Quirama y E. Bautista, «Modelo predictivo del progreso en el aprendizaje de los estudiantes de uniminuto aplicando técnicas de machine learning,» 2019.
- [57] K. Barrios , J. López , S. Mendieta y R. Benavides , *Sistema de reconocimiento de voz: un enlace en la comunicación hombre-máquina*, Panamá, 2018.
- [58] E. Bajaña y R. Loja , «Desarrollo de modelo predictivo basado en algoritmos de aprendizaje supervisado de Machine Learning, para el análisis de datos en pacientes con la enfermedad de Crohn.,» Universidad de Guayaquil, 2022.
- [59] A. Ashraf, M. Faisal y K. Parvin, «Air Conditioning for Smart Home Energy Management System,» *International Journal of Engineering & Technology*, vol. 7, pp. 487-490, 2018.
- [60] J. L. Alonso, «¿Qué es TensorFlow y para qué sirve?,» 2022. [En línea]. Available: <https://www.incentro.com/es-ES/blog/que-es-tensorflow>.
- [61] D. Aguilar, R. León y J. Alvarez, «Evaluation and analysis of a ptoyotype wireless sensor for monitoring critical infrastures in bridges,» *Internation Conference on Automatica* , 2016.

- [62] A. Abeliuk y C. Gutiérrez, *Historia y evolución de la Inteligencia Artificial*, Chile, 2021, pp. 1-8.
- [63] Zamux Electrónica, «Rele 5vol,» 2023. [En línea]. Available: <https://www.zamux.co/rele-5v-5-pines#:~:text=Rele%205vol%205%20pines,-%242.500%2C00&text=Descripción%3A,circuito%20electrónico%20de%20baja%20potencia..>
- [64] RaspberryPi, «Raspberry Pi 4,» 12 Noviembre 2020. [En línea]. Available: <https://www.raspberrypi.com/products/raspberry-pi-4-model-b/>.
- [65] RaspberryPi, «Operating system images,» 2023. [En línea]. Available: <https://www.raspberrypi.com/software/operating-systems/>.
- [66] Fox Media Tech Inc., «mynewmicrophone,» 23 Febrero 2023. [En línea]. Available: https://mynewmicrophone-com.translate.goog/how-do-wireless-microphones-work/?_x_tr_sl=en&_x_tr_tl=es&_x_tr_hl=es&_x_tr_pto=rq#:~:text=Wireless%20mics%20send%20their%20output,for%20the%20connected%20mic%20input..
- [67] Tesla Industrial , «Módulo Relé Relay De 5v 2 Canales Arduino Con Optoacoplador,» 2023. [En línea]. Available: https://articulo.mercadolibre.com.ec/MEC-538993510-modulo-rele-relay-de-5v-2-canales-arduino-con-optoacoplador-_JM#position=2&search_layout=stack&type=item&tracking_id=f90d1e9e-95be-475b-9372-9c4a53b9ab19.
- [68] OMS, «La OMS presenta el primer Informe mundial sobre la visión,» Ginebra, 2019.

- [69] TECNIT - REDES, «Fuente De Alimentacion 5v 2a 5.5x2.5mm Para Telefonos Cisco,» 2023. [En línea]. Available: https://articulo.mercadolibre.com.ec/MEC-521183713-fuente-de-alimentacion-5v-2a-55x25mm-para-telefonos-cisco-_JM#position=12&search_layout=stack&type=item&tracking_id=3c4fdb20-ddd9-4cbb-b7f1-3ee86a9c00dd.
- [70] FpvMax , «FpvMax,» 18 Enero 2018. [En línea]. Available: <https://www.fpvmax.com/uncategorized/servo-elemento-basico-rc/#:~:text=El%20servo%20es%20uno%20de,las%20diferentes%20superficies%20de%20control..>
- [71] Pypi Org, «A module to control Raspberry Pi GPIO channels,» 2023. [En línea]. Available: <https://pypi.org/project/RPi.GPIO/>.
- [72] Manual MSD, Merck&Co, 15 Septiembre 2022. [En línea]. Available: <https://www.msdmanuals.com/es-ec/professional/trastornos-endocrinol%C3%B3gicos-y-metab%C3%B3licos/diabetes-mellitus-y-trastornos-del-metabolismo-de-los-hidratos-de-carbono/cetoacidosis-alcoh%C3%B3lica>. [Último acceso: 28 Enero 2023].
- [73] D. M. Anchaluisa, «Sistema Ambulatorio Para El Control De Signos Vitales Y Prevención De La Diabetes Mellitus,» 2018. [En línea]. Available: https://repositorio.uta.edu.ec/bitstream/123456789/28948/1/Tesis_t1503ec.pdf
- [74] S. Gómez, Artist, *SISTEMA ELECTRÓNICO DE MONITOREO DE BIOSEÑALES PARA EL DIAGNÓSTICO MÉDICO DE COVID-19 EN PERSONAS MEDIANTE INTELIGENCIA ARTIFICIAL*. [Art]. Universidad Tecnica de Ambato, 2022.

ANEXOS

Anexo A. AVAL MÉDICO



Ambato, 11/01/2024

Ingeniero
Carlos Sánchez
Presidente
Unidad de Titulación
Carrera de Telecomunicaciones
Facultad de Ingeniería en Sistemas, Electrónica e Industrial
Presente

Víctor Alfonso Álvarez Altamirano en mi calidad de Gerente General del Medical Center ALVAREZ, me permito poner en su conocimiento que el Trabajo de Titulación con el tema: **“SISTEMA ELECTRÓNICO PARA MONITORIZACIÓN DE SIGNOS VITALES Y GLUCOSA EN PACIENTES DIABÉTICOS”** desarrollado en esta empresa por el señor Jordy Christopher Caiza Villacis, portador de la cédula de ciudadanía 1803719069 estudiante de la Carrera de Telecomunicaciones de la Facultad de Ingeniería en Sistemas, Electrónica e Industrial de la Universidad Técnica de Ambato ha culminado exitosamente cumpliéndose con el 100% de los objetivos y actividades programadas.

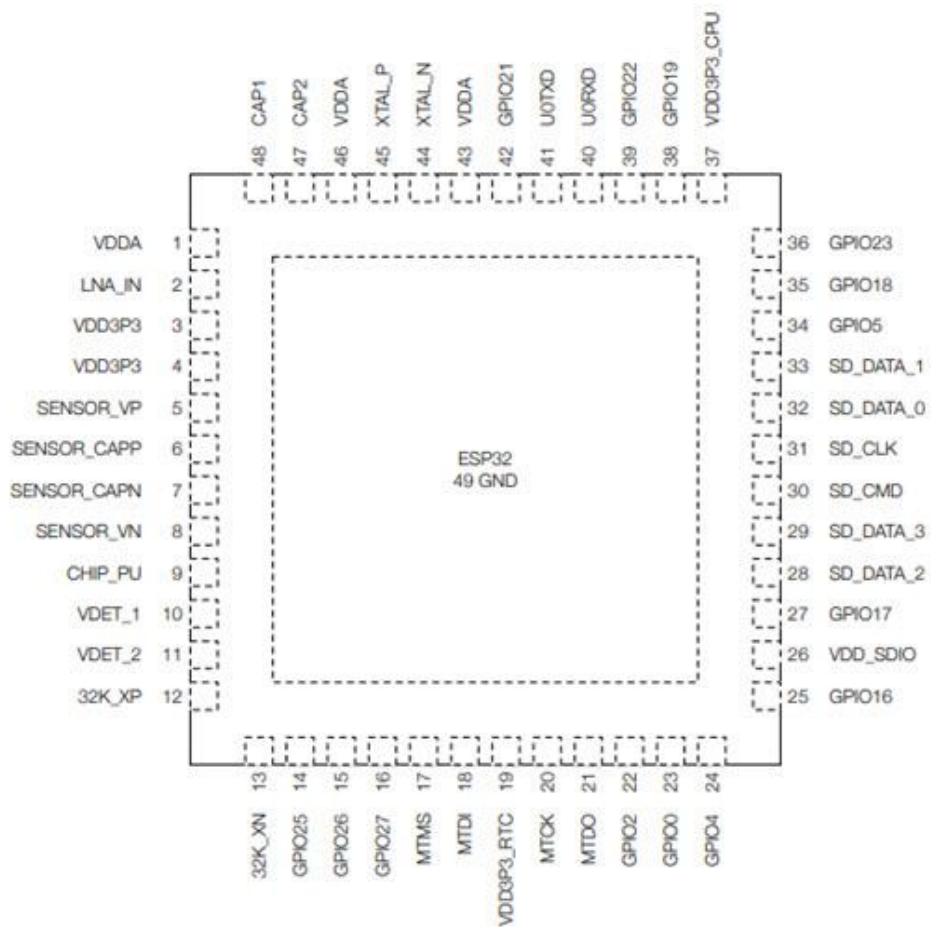
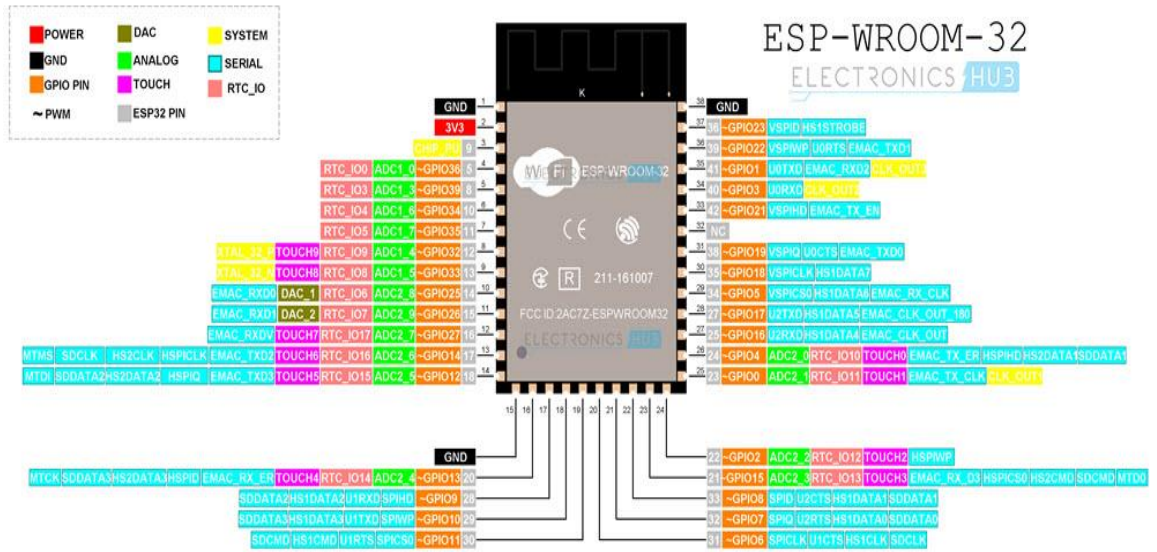
Particular que comunico a usted para los fines pertinentes.

Atentamente,




.....
Víctor Alfonso Álvarez Altamirano.
1802840353
(03)2421574
0992582382
Alvarezalfon26@hotmail.com

Anexo B. DATASHEET EPS-WROOM-32





MCP1700

Low Quiescent Current LDO

Features

- AEC-Q100 Qualified and PPAP Capable
- 1.8 μA Typical Quiescent Current
- Input Operating Voltage Range: 2.3V to 6.0V
- Output Voltage Range: 1.2V to 5.0V
- 250 mA Output Current for Output Voltages $\geq 2.5\text{V}$
- 200 mA Output Current for Output Voltages $< 2.5\text{V}$
- Low Dropout (LDO) Voltage
 - 178 mV Typical @ 250 mA for $V_{\text{OUT}} = 2.8\text{V}$
- 0.4% Typical Output Voltage Tolerance
- Standard Output Voltage Options:
 - 1.2V, 1.8V, 2.5V, 2.8V, 2.9V, 3.0V, 3.3V, 5.0V
- Stable with 1.0 μF Ceramic Output Capacitor
- Short Circuit Protection
- Overtemperature Protection

Applications

- Battery-Powered Devices
- Battery-Powered Alarm Circuits
- Smoke Detectors
- CO₂ Detectors
- Pagers and Cellular Phones
- Smart Battery Packs
- Low Quiescent Current Voltage Reference
- PDAs
- Digital Cameras
- Microcontroller Power

Related Literature

- AN765, "Using Microchip's Micropower LDOs" (DS00765), Microchip Technology Inc., 2002
- AN766, "Pin-Compatible CMOS Upgrades to BiPolar LDOs" (DS00766), Microchip Technology Inc., 2002
- AN792, "A Method to Determine How Much Power a SOT23 Can Dissipate in an Application" (DS00792), Microchip Technology Inc., 2001

General Description

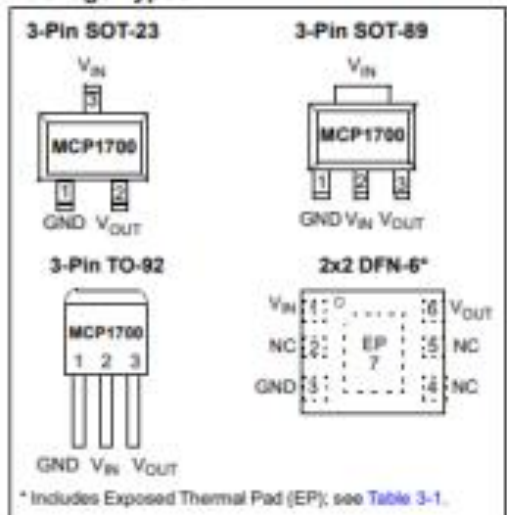
The MCP1700 is a family of CMOS low dropout (LDO) voltage regulators that can deliver up to 250 mA of current while consuming only 1.8 μA of quiescent current (typical). The input operating range is specified from 2.3V to 6.0V, making it an ideal choice for two and three primary cell battery-powered applications, as well as single cell Li-Ion-powered applications.

The MCP1700 is capable of delivering 250 mA with only 178 mV of input to output voltage differential ($V_{\text{OUT}} = 2.8\text{V}$). The output voltage tolerance of the MCP1700 is typically $\pm 0.4\%$ at $+25^\circ\text{C}$ and $\pm 3\%$ maximum over the operating junction temperature range of -40°C to $+125^\circ\text{C}$.

Output voltages available for the MCP1700 range from 1.2V to 5.0V. The LDO output is stable when using only 1 μF output capacitance. Ceramic, tantalum or aluminum electrolytic capacitors can all be used for input and output. Overcurrent limit and overtemperature shutdown provide a robust solution for any application.

Package options include SOT-23, SOT-89, TO-92 and 2x2 DFN-6.

Package Types



Anexo D. DATASHEET MAX30102



MAX3221-EP
3-V TO 5.5-V SINGLE-CHANNEL RS-232 LINE DRIVER/RECEIVER
WITH ±15-kV ESD PROTECTION
 SLLS751—OCTOBER 2006

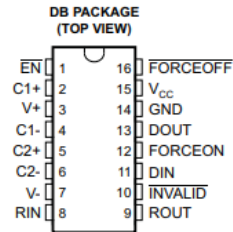
FEATURES

- Controlled Baseline
 – One Assembly/Test Site, One Fabrication Site
- Extended Temperature Performance of –55°C to 125°C
- Enhanced Diminishing Manufacturing Sources (DMS) Support
- Enhanced Product-Change Notification
- Qualification Pedigree ⁽¹⁾
- RS-232 Bus-Pin ESD Protection Exceeds ±15 kV Using Human-Body Model (HBM)
- Meets or Exceeds the Requirements of TIA/EIA-232-F and ITU v.28 Standards
- Operates With 3-V to 5.5-V V_{CC} Supply
- Operates up to 250 kbit/s
- One Driver and One Receiver
- Low Standby Current . . . 1 μA Typical
- External Capacitors . . . 4 × 0.1 μF
- Accepts 5-V Logic Input With 3.3-V Supply
- Alternative High-Speed Pin-Compatible Device (1 Mbit/s)
 – SNx5C3221

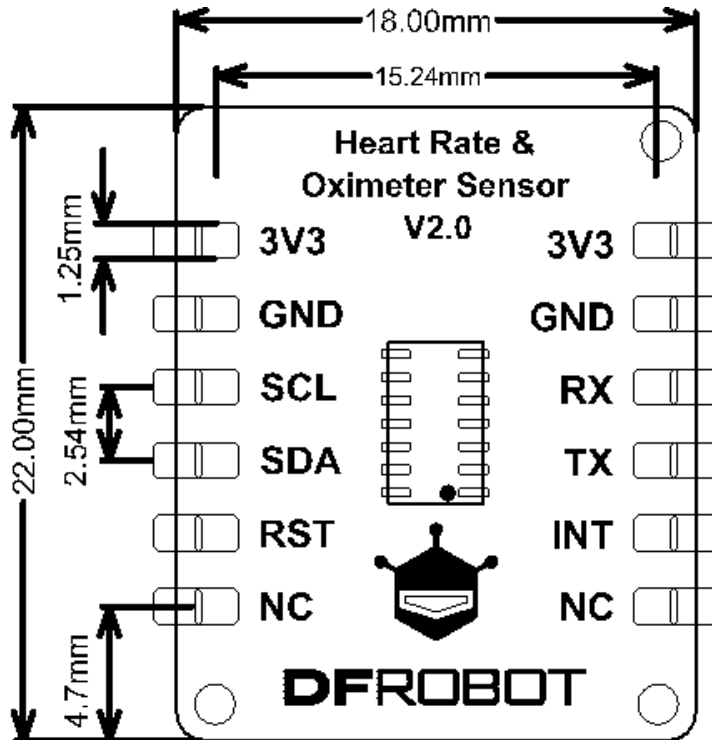
- Auto-Powerdown Feature Automatically Disables Drivers for Power Savings

APPLICATIONS

- Battery-Powered, Hand-Held, and Portable Equipment
- PDAs and Palmtop PCs
- Notebooks, Subnotebooks, and Laptops
- Digital Cameras
- Mobile Phones and Wireless Devices



(1) Component qualification in accordance with JEDEC and industry standards to ensure reliable operation over an extended temperature range. This includes, but is not limited to, Highly Accelerated Stress Test (HAST) or biased 85/85, temperature cycle, autoclave or unbiased HAST, electromigration, bond intermetallic life, and mold compound life. Such qualification testing should not be viewed as justifying use of this component beyond specified



Anexo E. DESARROLLO ESTADISTICO

Minitab - Jordy.MPJ

Archivo Editar Datos Calc Estadísticas Gráfica Editor Herramientas Ventana Ayuda Asistente

Sesión

ANOVA de un solo factor: Error relativo_1 vs. Error relativo

Método

Hipótesis nula Todas las medias son iguales
 Hipótesis alterna No todas las medias son iguales
 Nivel de significancia $\alpha = 0,05$

Se presupuso igualdad de varianzas para el análisis.

Información del factor

Factor	Niveles	Valores
Error relativo	13	3,500; 3,600; 3,700; 3,800; 3,900; 4,000; 4,200; 4,300; 4,400;

Hoja de trabajo 1 ***

	C1	C2	C3	C4	C5	C6	C7	C8	C9	C10	C11
	Picos (V)	Valles (V)	Absorbancia	Picos (V)_1	Valles (V)_1	Absorbancia_1	Error relativo	Error relativo_1	Sensor	Glucometro	Fiabilidad
1	1,240	0,970	0,140	1,250	1,110	0,230	4,500	3,700	134,70	114	78,70
2	1,290	1,080	0,110	1,350	0,980	0,190	4,800	4,000	97,70	105	77,70
3	1,200	0,960	0,200	1,150	1,270	0,260	4,400	4,100	138,00	142	77,70
4	1,370	0,960	0,110	1,050	1,200	0,110	4,700	4,700	83,70	93	82,20
5	1,200	0,960	0,120	1,020	1,150	0,140	4,500	4,600	178,00	160	78,40
6	1,170	1,100	0,140	1,290	1,290	0,260	3,900	4,000	159,60	154	82,80
7	1,180	1,170	0,110	1,210	1,280	0,130	3,700	4,600	85,60	90	77,20
8	1,120	1,240	0,260	1,230	1,000	0,200	4,700	4,100	123,00	110	82,70
9	1,110	1,160	0,260	1,150	1,140	0,270	3,500	4,700	176,20	175	86,00
10	1,120	0,950	0,180	1,110	1,210	0,260	3,600	4,400	91,60	92	78,20

Minitab - Jordy.MPJ

Archivo Editar Datos Calc Estadísticas Gráfica Editor Herramientas Ventana Ayuda Asistente

Sesión

Gráfica de Absorbancia_1

Gráfica de Absorbancia_1

Gráfica de Error relativo

Gráfica de Error relativo

Gráfica de Error relativo_1

Gráfica de Error relativo_1

	C7	C8	C9	C10	C11	
	Absorbancia_1	Error relativo	Error relativo_1	Sensor	Glucometro	Fiabilidad
0,220	3,700	4,300	140,20	135	77,00	
0,180	4,200	4,500	136,90	135	80,60	
0,230	3,500	3,600	135,10	130	81,50	
0,170	3,800	4,700	158,80	145	76,70	
0,200	4,700	3,900	142,60	137	83,30	
0,250	3,900	4,500	137,80	144	84,20	
0,230	3,500	3,900	95,70	101	79,50	
0,230	3,700	3,500	113,60	106	78,50	
0,240	4,200	4,000	155,10	122	79,80	
0,170	4,800	4,700	186,20	170	81,60	

Gráfica de línea ajustada: Glucometro vs. Sensor

Glucometro = 35,61 + 0,6672 Sensor

R cuadrado = 0,7248
R cuadrado ajustado = 0,7161

Anexo F. PROGRAMACIÓN DEL DISPOSITIVO ELECTRÓNICO

```
#include <Arduino.h>
#include <WiFi.h>
#include <Wire.h>
#include <Adafruit_MLX90614.h>
#include <Adafruit_GFX.h>
#include <Adafruit_SSD1306.h>
#include "MAX30105.h"
#include "heartRate.h"

#include <SPI.h>
#include <driver/adc.h>
#include <ArduinoJson.h>
#include <PubSubClient.h>

// constantes
#define TIMER_DURATION 120000 // Tiempo en milisegundos (2 minutos)
#define SCREEN_WIDTH 128 // ancho de la pantalla OLED
#define SCREEN_HEIGHT 64 // altura de la pantalla OLED
#define ssid "NETLIFE-ULISES"
#define password "11221725"
#define mqttServer "167.99.112.181"
#define mqttPort 1883
#define mqttUser "devel"
#define mqttPassword "12345678"
#define addGy906 0x5A
#define nl 5 // numero de lineas de texto en la oled

// declarar objetos
Adafruit_MLX90614 mlx = Adafruit_MLX90614();
TaskHandle_t task_conexiones, task_lecturas;
Adafruit_SSD1306 display(SCREEN_WIDTH, SCREEN_HEIGHT, &Wire, -1);
MAX30105 particleSensor;
WiFiClient espClient;
PubSubClient client(espClient);

// pin map
#define ir940 14
#define ir830 12

// variables
float d_ir940 = 0, d_ir830 = 0;
double glucosa = 0;
float bpms = 0;
uint8_t SpO2 = 0;
unsigned long current = 0;
String oled_line[nl];
double temp;
uint16_t s_ir = 0, s_red = 0;
uint8_t cont_v = 0;

uint16_t v_ir[100] = {}, v_red[100] = {};

const byte RATE_SIZE = 4; //Increase this for more averaging. 4 is good.
byte rates[RATE_SIZE]; //Array of heart rates
byte rateSpot = 0;
```

```

long lastBeat = 0; //Time at which the last beat occurred

float beatsPerMinute;
int beatAvg;

// Declaraciones de funciones
bool ConnectToWiFi();
bool ConnectToMqtt();
void InitMlx();
void InitOled();
void InitPox();
void InitTask();
void ConexionesWifiMqtt(void* pvParameters);
void LecturaAdcSensores(void* pvParameters);
void oled_render();
void realtime();
void I2cScan();
float calculateSPO2(long irValue, long redValue);

void setup() {
  Serial.begin(115200);

  Wire.begin(22, 21);
  I2cScan();
  InitPox();
  InitMlx();
  InitOled();
  InitTask();

  pinMode(ir830, OUTPUT);
  pinMode(ir940, OUTPUT);

  display.clearDisplay();
  display.display();
  display.setTextColor(WHITE);
  display.setRotation(2);
  display.setCursor(0, 10);
  display.print("Glucometro Init");
  display.display();
}

void loop() {
  temp = mlx.readObjectTempC(); // Serial.print("Ambient = ");
  Serial.print(mlx.readAmbientTempC());

  long irValue = particleSensor.getIR();
  long redValue = particleSensor.getRed();

  if (checkForBeat(irValue) == true) {
    //We sensed a beat!
    long delta = millis() - lastBeat;
    lastBeat = millis();
    bpms = 60 / (delta / 1000.0);
  }

  // Calcula el SpO2
  // SpO2 = calculateSPO2(irValue, redValue);

```

```

// if (irValue < 50000) {
//   Serial.print(" No finger?");
// }
SpO2 = random(94, 98);
oled_render();
}

float calculateSPO2(long irValue, long redValue) {
// Comprueba si el valor de Red es cero para evitar divisiones por cero.
if (redValue == 0) {
return 0.0; // Valor predeterminado si Red es cero.
}

// Calcula el ratio de IR a Red.
float ratio = irValue / (float)redValue;

// Utiliza una fórmula ficticia para calcular el SpO2.
// La fórmula exacta debe ser proporcionada por la documentación del sensor o algoritmo específico.
float spo2 = 100 - 17 * ratio; // Ejemplo ficticio, ajusta según sea necesario.

// Asegúrate de que el valor de SpO2 esté en el rango adecuado (0-100).
spo2 = constrain(100 - spo2, 0.0, 100.0);

return spo2;
}

void oled_render() {
display.clearDisplay();
if (ConnectToWiFi()) {
uint8_t bars = max(min(int(map(WiFi.RSSI(), -100, -50, 0, 5)), 5), 0); // Mapea el valor de RSSI
a un rango de 0 a 5
for (int i = 0; i < bars; i++) {
display.fillRect((30 + (3 * i)), 8 - 1.3 * (i + 1), 2, 1.3 * (i + 1), SSD1306_WHITE);
}
display.setCursor(60, 0);
display.print(ConnectToMqtt() ? "OnLine" : "OffLine");
} else {
display.setCursor(30, 0);
display.print("X");
}

// for (int i = 0; i < 100; i++) {
//   display.drawLine(5 + i, v_ir[(i + cont_v) % 100], 6 + i, v_ir[(1 + i + cont_v) % 100], WHITE);
// }
display.display();
}

float lectura_glucosa(uint8_t ledPin, uint32_t PERIOD_IN_MILLIS, uint8_t
NO_OF_SECUENCES) {
digitalWrite(ledPin, HIGH);
delay(100);
float avg_value = 0;
for (int i = 0; i < NO_OF_SECUENCES; i++) {
int max_value = 0;
int min_value = 4095;
unsigned long period_last_time = millis();
while ((millis() - period_last_time) <= PERIOD_IN_MILLIS) {
int sensor_value = adc1_get_raw(ADC1_CHANNEL_0) -
}
}
}

```

```

}
avg_value /= NO_OF_SECUENCES;
digitalWrite(ledPin, LOW);
return avg_value;
};

void LecturaAdcSensores(void* pvParameters) {
// Configurar ADC
adc1_config_width(ADC1_WIDTH_BIT_12); // Configurar la resolución del ADC a 12 bits
adc1_config_channel_atten(ADC1_CHANNEL_0, ADC_ATTEN_DB_11); // Configurar la
atenuación del canal 0 (GPIO 36) a 11 dB
adc1_config_channel_atten(ADC1_CHANNEL_3, ADC_ATTEN_DB_11); // Configurar la
atenuación del canal 3 (GPIO 39) a 11 dB
adc1_ulp_enable(); // Configurar el ADC para el modo diferencial
while (true) {
d_ir830 = lectura_glucosa(ir830, 1000, 10);
d_ir940 = lectura_glucosa(ir940, 1000, 10);
//glucosa = (d_ir830 + d_ir940) / 2;
glucosa = (d_ir830 + d_ir940) * 0.16 / 2;
Serial.print("Glucosa = "); Serial.print(glucosa);
Serial.print(", Temp = "); Serial.print(temp); Serial.print("°C");
Serial.print(", BPM="); Serial.print(bpms);
Serial.print(", SpO2="); Serial.print(SpO2);

Serial.println();
vTaskDelay(100 / portTICK_PERIOD_MS);
}
}

void ConexionesWifiMqtt(void* pvParameters) {
while (true) {
if (ConnectToWiFi()) {
if (ConnectToMqtt()) {
realtime();
vTaskDelay(500 / portTICK_PERIOD_MS);
}
}
}
}

void InitPox() {
// Initialize sensor
if (!particleSensor.begin(Wire, I2C_SPEED_FAST)) //Use default I2C port, 400kHz speed
{
Serial.println("MAX30102 was not found. Please check wiring/power. ");
while (1);
}
Serial.println("Place your index finger on the sensor with steady pressure.");

particleSensor.setup(); //Configure sensor with default settings
particleSensor.setPulseAmplitudeRed(0x0A); //Turn Red LED to low to indicate sensor is running
particleSensor.setPulseAmplitudeGreen(0); //Turn off Green LED

}

void InitOled() {

```



```

Serial.println("Init Oled");

bool ConnectToWiFi() {
  if (WiFi.status() == WL_CONNECTED) {
    return true;
  }
  WiFi.begin(ssid, password);
  int attempts = 0;
  while (WiFi.status() != WL_CONNECTED && attempts < 20) {
    Serial.print(".");
    delay(500);
    attempts++;
  }
  if (WiFi.status() == WL_CONNECTED) {
    Serial.println("\nConectado a WiFi.");
    return true;
  } else {
    Serial.println("\nNo se pudo conectar a WiFi.");
    return false;
  }
}

bool ConnectToMqtt() {
  if (client.connected()) {
    return true;
  }
  client.setServer(mqttServer, mqttPort);
  while (!client.connected()) {
    Serial.print("Conectándose a MQTT...");
    if (client.connect("ArduinoClient", mqttUser, mqttPassword)) {
      Serial.println("Conexión MQTT exitosa");
      return true;
    } else {
      Serial.print("Falló la conexión, rc=");
      Serial.print(client.state());
      Serial.println(" Intentando nuevamente en 5 segundos");
      delay(5000);
    }
  }
  return false; // Retorna falso si la conexión MQTT no fue exitosa
}

void realtime() {
  StaticJsonDocument<200> doc;
  JSONArray datos = doc.createNestedArray("datos");
  JsonObject datos_0 = datos.createNestedObject();
  datos_0["bpm"] = bpm;
  datos_0["SpO2"] = SpO2;
  datos_0["glucosa"] = glucosa;
  datos_0["temp"] = temp;
  char jsonBuffer[512];
  serializeJson(doc, jsonBuffer);
  client.publish("monitor1", jsonBuffer);
  delay(500);
}

```

Anexo G. PRUEBAS DE FUNCIONAMIENTO DEL DISPOSITIVO

