



UNIVERSIDAD TÉCNICA DE AMBATO

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

CARRERA DE TELECOMUNICACIONES

Tema:

**SISTEMA ELECTRÓNICO DE MONITOREO DE BIO SEÑALES,
PARA LA PREVENCIÓN Y CONTROL DE DIABETES MELLITUS**

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

ÁREA: Física y Electrónica

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

AUTOR: Edwin Rodrigo Ramos Zurita

TUTOR: Ing. Juan Pablo Pallo Noroña, Mg.

Ambato – Ecuador

Agosto - 2023

APROBACIÓN DEL TUTOR

En calidad de tutor del trabajo de titulación con el tema: SISTEMA ELECTRÓNICO DE MONITOREO DE BIO SEÑALES, PARA LA PREVENCIÓN Y CONTROL DE DIABETES MELLITUS, desarrollado bajo la modalidad Proyecto de Investigación por el señor Ramos Zurita Edwin Rodrigo, 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, agosto 2023.

Ing. Juan Pablo Pallo Noroña Mg.

TUTOR

AUTORÍA

El presente trabajo de titulación titulado: SISTEMA ELECTRÓNICO DE MONITOREO DE BIO SEÑALES, PARA LA PREVENCIÓN Y CONTROL DE DIABETES MELLITUS 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, agosto 2023



Edwin Rodrigo Ramos Zurita

CC. 1804417283

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, agosto 2023



Ramos Zurita Edwin Rodrigo

CC. 1804417283

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, agosto 2023

Ramos Zurita Edwin Rodrigo

CC. 1804417283

AUTOR

APROBACIÓN DEL TRIBUNAL DE GRADO

En calidad de par calificador del informe final del trabajo de titulación presentado por el señor Ramos Zurita Edwin Rodrigo, estudiantes de la Carrera de Telecomunicaciones, de la Facultad de Ingeniería en Sistemas, Electrónica e Industrial, bajo la Modalidad Proyecto de Investigación, titulado: SISTEMA ELECTRÓNICO DE MONITOREO DE BIO SEÑALES, PARA LA PREVENCIÓN Y CONTROL DE DIABETES MELLITUS, 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 y su reforma. Para cuya constancia suscribimos, conjuntamente con la señora Presidente del Tribunal.

Ambato, agosto 2023.

Ing. Elsa Pilar Urrutia Urrutia, Mg.

PRESIDENTE DEL TRIBUNAL

Dr. Freddy Benalcázar Palacios, Mg.

PROFESOR CALIFICADOR

PhD. Martha Sevilla Abarca

PROFESOR CALIFICADOR

DEDICATORIA

Este logro, que hoy celebro, no lo hubiera conseguido sin ustedes, mi padre Edwin Ramos y mi madre Graciela Zurita, gracias por su amor y su apoyo incondicional, por darme la fortaleza necesaria para enfrentar todos los obstáculos que hoy son un recuerdo, por ser mi fuente de inspiración y por siempre estar conmigo.

A ti, mi querida hermana, Susana Ramos, gracias por ser mi mejor amiga, mi fuente de inspiración. Gracias por apoyarme en cada decisión y por motivarme a seguir adelante en momentos difíciles, mejorando de a poco. Eres una fuente constante de alegría y no puedo imaginar haber llegado a este punto sin ti.

A esos amigos que ahora son mis hermanos, a esos compañeros que se convirtieron en colegas, por esos momentos de diversión, las palabras de aliento, los consejos brindados, gracias por ser parte de este camino, por compartir su tiempo, conocimiento y palabras de aliento, me permitieron no dejar mi sueño y continuar.

Con todo mi amor y gratitud,

Edwin Ramos

"La perseverancia es fundamental; no importa cuántos obstáculos encuentres en el camino, sigue adelante."

Steve Wozniak

AGRADECIMIENTO

Me gustaría comenzar agradeciendo a mi tutor de tesis, Ing. Juan Pablo Pallo, por su guía y apoyo durante todo el proceso de investigación. Sus valiosos consejos y comentarios me ayudaron a dar forma a mi investigación y a superar los desafíos que encontré en el camino.

Me gustaría expresar mi gratitud a mis amigos y familiares por su apoyo y estímulo durante todo el proceso. Sus palabras de aliento me ayudaron a mantenerme motivado y a seguir adelante incluso en los momentos más difíciles.

Finalmente, me gustaría agradecer a mi persona, por mi esfuerzo y dedicación, por no rendirme, por creer en mí en cada paso por más difícil que sea, por el esfuerzo diario y constante, por siempre dar todo de mí para cumplir este sueño, también agradezco a todas las personas que participaron en mi investigación. Su colaboración y contribución fueron fundamentales para el éxito de mi estudio y espero que los resultados de mi investigación sean útiles para la comunidad académica y para la sociedad en general.

Muchas gracias a todos.

Atentamente,

Edwin Ramos

ÍNDICE GENERAL DE CONTENIDOS

APROBACIÓN DEL TUTOR.....	ii
AUTORÍA	¡Error! Marcador no definido.
DERECHOS DE AUTOR.....	iv
APROBACIÓN DEL TRIBUNAL DE GRADO	vi
Dedicatoria	vii
Agradecimiento	viii
Índice General de Contenidos	ix
Índice de Tablas	xi
Índice de Ilustraciones.....	xii
RESUMEN EJECUTIVO	xiii
ABSTRACT	xiv
CAPÍTULO I.....	1
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	4
1.4 Objetivos	18
1.4.1 Objetivo general	18
1.4.2 Objetivos específicos	19
CAPÍTULO II	20
METODOLOGÍA.....	20
2.1 Materiales	20
2.2 Métodos	22

2.2.1	Modalidad de Investigación	22
2.2.2	Población y Muestra.....	23
2.2.3	Recolección de Información	24
2.2.4	Procesamiento y análisis de datos	25
CAPÍTULO III		26
RESULTADOS Y DISCUSIÓN.....		26
3.1	Propuesta de discusión	26
3.2	Desarrollo de la propuesta	28
3.3	Parámetros de prevención y control de personas con diabetes	29
3.4	Implementación del sistema	31
3.5	Implementación del Circuito	39
3.6	Implementación del Algoritmo de Medición	44
3.7	Pruebas de funcionamiento	49
3.8	Análisis y Discusión de Resultados.....	58
3.9	Presupuesto.....	62
CAPÍTULO IV		67
CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES		67
4.1	Conclusiones	67
4.2	Recomendaciones	70
Referencias Bibliográficas		71
Anexos.....		77

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1. Característica de Materiales de uso	21
Tabla 2. Métodos de medición de glucosa	28
Tabla 3. Parámetros de Diabetes segun la A.D.A.	30
Tabla 4. Etapas de Implementación	32
Tabla 5. Señales PPG	50
Tabla 6. Resultados de error de medición	54
Tabla 7. Porcentaje de fiabilidad del sistema de acuerdo con comparativa con glucómetro comercial.....	55
Tabla 8. Gastos Investigativos.....	63
Tabla 9. Costo anual de uso de glucómetro comercial.....	64
Tabla 10. Valor Unitario del dispositivo	65
Tabla 11. Valor de producción de 100 dispositivos	66

ÍNDICE DE ILUSTRACIONES

Ilustración 1. Métodos no Invasivos	11
Ilustración 2 Proceso de Desarrollo	27
Ilustración 3. Desarrollo del dispositivo	31
Ilustración 4. Control de Luz.....	34
Ilustración 5. Transimpedancia	35
Ilustración 6 Sistema de Control	36
Ilustración 7. Carga y Protección de Batería.....	37
Ilustración 8. Tierra Virtual.....	38
Ilustración 9. Conexión MAX30100.....	39
Ilustración 10. Placa de Control	40
Ilustración 11. Previsualización de la placa de control	42
Ilustración 12. Previsualización de la placa de control	42
Ilustración 13Placa de Control	43
Ilustración 14. Placa de Control	43
Ilustración 15. Diseño 3D.....	44
Ilustración 16. Diagrama de programación	45
Ilustración 17. Dispositivo de medición.....	49
Ilustración 18. Funcionamiento Prototipo.....	54
Ilustración 19. Valor de Absorbancia.....	59
Ilustración 20. Error de Absorbancia	60
Ilustración 21. Porcentaje de Fiabilidad	61

RESUMEN EJECUTIVO

La presente investigación aborda el desarrollo y evaluación de un sistema de monitoreo de bioseñales, el cual busca proporcionar una alternativa más cómoda y menos dolorosa para medir los niveles de glucosa en la sangre. El problema de enfoque se centra en la necesidad de superar las limitaciones de los glucómetros tradicionales, los cuales requieren de punciones en el dedo para obtener una muestra de sangre, lo que puede generar incomodidad y molestias en los pacientes.

El propósito del estudio es diseñar y evaluar un dispositivo que utilice tecnología no invasiva para medir los niveles de glucosa en la sangre. El presente estudio se basa en investigaciones previas sobre tecnologías no invasivas para el monitoreo de la glucosa, como la espectroscopía infrarroja y la fotoacústica. Lo que implica el diseño y construcción de un prototipo de glucómetro no invasivo, el cual se evalúa en un grupo de participantes con diabetes. Se comparan los resultados obtenidos con los valores de glucosa medidos mediante un glucómetro convencional.

Los resultados muestran una correlación significativa entre los valores obtenidos con el glucómetro no invasivo y el glucómetro convencional. El dispositivo logra medir de manera precisa los niveles de glucosa en la sangre, sin necesidad de punciones ni molestias para los pacientes.

El glucómetro no invasivo desarrollado en este estudio representa una prometedora alternativa para el monitoreo de la glucosa en pacientes con diabetes. El dispositivo ofrece comodidad y precisión en las mediciones, lo que podría mejorar la adherencia al tratamiento y la calidad de vida de los pacientes.

Palabras clave: Glucómetro, fluorescencia, espectroscopía, impedancia eléctrica.

ABSTRACT

This research addresses the development and evaluation of a biosignal monitoring system, which seeks to provide a more comfortable and less painful alternative to measure blood glucose levels. The focus problem focuses on the need to overcome the limitations of traditional glucometers, which require finger pricks to obtain a blood sample, which can cause discomfort and discomfort for patients.

The purpose of the study is to design and evaluate a device that uses non-invasive technology to measure blood glucose levels. The present study builds on previous research on non-invasive technologies for glucose monitoring, such as infrared and photoacoustic spectroscopy. This implies the design and construction of a non-invasive glucometer prototype, which is evaluated in a group of participants with diabetes. The results obtained are compared with the glucose values measured by a conventional glucometer.

The results show a significant correlation between the values obtained with the non-invasive glucometer and the conventional glucometer. The device manages to accurately measure blood glucose levels, without the need for punctures or discomfort for patients.

The non-invasive glucometer developed in this study represents a promising alternative for glucose monitoring in patients with diabetes. The device offers comfort and precision in measurements, which could improve adherence to treatment and the quality of life of patients.

Keywords: Glucometer, fluorescence, spectroscopy, electrical impedance.

CAPÍTULO I

MARCO TEÓRICO

1.1 Tema de investigación

Sistema electrónico de monitoreo de bio señales, para la prevención y control de diabetes mellitus.

1.1.1 Planteamiento del problema

En la actualidad, la diabetes sigue siendo la segunda causa de muerte en el Ecuador, después de las enfermedades isquémicas del corazón. Cada año se registran alrededor de 37000 nuevos casos de diabetes, presentes en adultos y jóvenes. Según las cifras del Ministerio de Salud Pública, de este número de casos, el 98.3% corresponde a diabetes tipo 2, esto esta causado por malos hábitos alimenticios, falta de ejercicio y una vida sedentaria [1].

Dentro de las estadísticas presentadas por los informes anuales de INEC, desde el año 2008 al 2019, el fallecimiento por diabetes en un lapso de 10 años aumento en un 51%, pasando a ser de 3292 fallecidos a 4906 fallecidos, dentro de las estadísticas podemos encontrar que existe un mayor porcentaje de mujeres que fallecen por esta causa que de hombres [2].

Esta afección esta dado por una mala alimentación, una vida sedentaria y registros congénitos presentes en familiares, para el control de esta enfermedad, se han desarrollado varios dispositivos, entre dispositivos que pueden ser invasivos, no invasivos y medianamente invasivos, los cuales nos permiten tomar muestras de sangre para adquirir los valores necesarios para identificar la cantidad de glucosa en plasma y con ello determinar los valores de avance para esta enfermedad.

En la actualidad, existe un variado catálogo de dispositivos que permiten la medición de la glucosa sin la necesidad de la presencia de un personal médico, pero la dificultad de estos dispositivos que, en su mayoría, son métodos invasivos o medianamente invasivos, por medio de un análisis de sangre, lo cual dificulta que una persona se

adapte al uso de estos métodos, al igual que por su diseño, tienden a no ser métodos portables o de fácil adquisición [3].

Por lo que se ha visto la necesidad de implementar un sistema de monitoreo de bioseñales, de manera no invasiva, que permita al usuario monitorear su estado de glucosa en sangre, de esta manera, se genera un dispositivo portable y amigable con el usuario.

1.2 Antecedentes investigativos

El señor Juan Carlos Guamán Luna, en la ciudad de Cuenca en el año 2021, en su trabajo de investigación titulado “DISEÑO DE UN SISTEMA DE ADQUISICIÓN DE BIOSEÑALES PARA ENFERMEDADES NEURODEGENERATIVAS”, señala que para la adquisición de los datos, realizó una caracterización entre algunos sensores cardíacos, tomando en cuenta el sensor Sen-11574 que permite hacer el monitoreo de pulso a su vez, siendo este el sensor principal de uso, al igual que el uso del LM35 como medio para la detección de temperatura, con lo cual genera una conexión directa con la plataforma Arduino, esta plataforma es open source y de bajo costo, siendo más accesible. Los datos obtenidos pueden aportar al estudio del comportamiento de enfermedades neurodegenerativas, pero al estar dentro de un entorno controlado, al evaluar los valores entregados por el pulsímetro con el prototipo implementado se verificó un mayor error en su medición debido a dos factores principales que son: el posicionamiento del pulsímetro y la sensibilidad del sensor. Estos datos son enviados a una base de datos para realizar un análisis estadístico [4].

El proyecto de investigación de S. Jeyapriya y R. Ramalaskshmi en el año 2018, desarrollaron el tema “Monitoreo de glucosa y control de diabetes mediante GSM y sistema automático de inyección de insulina para cuerpos humanos” en el cual realizaron el sistema de monitoreo de glucosa se clasifica en dos tipos, como el monitoreo de glucosa no invasivo (NGM), el sistema de monitoreo de glucosa continuo (CGMS). Las desventajas del sensor de glucosa son que no elimina el control de la glucosa en la sangre con la punción del dedo. Para superar el problema, se propone el sistema de monitorización continua de la glucosa para el cuerpo humano. El sistema CGM proporciona las lecturas de glucosa en tiempo real y la información

sobre el nivel de glucosa. El sistema propuesto es para prevenir el alto nivel de azúcar en la sangre y las amplias fluctuaciones de glucosa [5].

En un estudio publicado por el Instituto de Tecnología de Massachusetts (MIT) en 2020, se desarrolló un sistema de bioseñales no invasivo para monitorear el estado de salud de los pacientes. El sistema utilizaba sensores portátiles y algoritmos avanzados para recopilar y analizar datos de bioseñales, como la frecuencia cardíaca, la temperatura corporal y los niveles de oxígeno en sangre. El estudio demostró que este enfoque podría ser utilizado para detectar y predecir enfermedades, permitiendo un monitoreo continuo y en tiempo real de la salud de los pacientes [6].

En un proyecto de investigación llevado a cabo por la Universidad de Stanford en 2018, se desarrolló un prototipo de glucómetro no invasivo que utiliza tecnología de espectroscopía infrarroja para medir los niveles de glucosa en sangre. El dispositivo utiliza un láser de baja potencia para escanear la piel del paciente y analiza las señales reflejadas para determinar los niveles de glucosa. Los resultados mostraron una correlación positiva entre las mediciones del glucómetro no invasivo y las mediciones tradicionales de glucosa en sangre, lo que sugiere su potencial para un monitoreo menos intrusivo de la diabetes [7].

Un estudio realizado por investigadores de la Universidad de Harvard en 2019 se centró en la prevención y el control de la diabetes tipo 2 a través de intervenciones basadas en la tecnología. El estudio utilizó una combinación de monitoreo remoto, aplicaciones móviles y dispositivos de seguimiento para ayudar a los pacientes a controlar su ingesta de alimentos, actividad física y niveles de glucosa. Los resultados mostraron que esta intervención tecnológica mejoró el control glucémico de los pacientes y promovió cambios positivos en el estilo de vida, lo que puede reducir el riesgo de complicaciones asociadas con la diabetes [8].

Un equipo de investigadores de la Universidad de California en San Diego llevó a cabo un estudio en 2021 sobre el monitoreo de bioseñales utilizando sensores portátiles y tecnología de inteligencia artificial. Los investigadores desarrollaron un sistema de monitoreo continuo que utiliza sensores de electrocardiograma y acelerómetros para recopilar datos sobre la actividad cardíaca y la actividad física de los pacientes. Estos datos fueron analizados por algoritmos de aprendizaje automático para detectar patrones anormales y predecir eventos adversos. El estudio mostró la eficacia del

sistema en la detección temprana de arritmias cardíacas y otras condiciones médicas, lo que podría mejorar la atención médica y prevenir complicaciones [9].

1.3 Fundamentación teórica

SISTEMA DE MONITOREO DE BIO SEÑALES

Un sistema de monitoreo de bioseñales es una herramienta que permite capturar, procesar y analizar señales biológicas generadas por el cuerpo humano. Estas señales pueden incluir electrocardiograma (EKG), frecuencia cardíaca, actividad cerebral (electroencefalograma o EEG), actividad muscular (electromiograma o EMG), respiración, entre otras. El objetivo principal de estos sistemas es proporcionar información sobre el estado de salud y la función fisiológica de un individuo. Se utilizan en diversas áreas como la medicina clínica, la investigación biomédica, la rehabilitación, el deporte y el bienestar personal [10].

Las aplicaciones de monitoreo de bioseñales son diversas y se utilizan en diferentes campos. En medicina clínica, se emplean para diagnosticar y monitorear enfermedades cardiovasculares, neurológicas, respiratorias y musculares. También se usan en el monitoreo de pacientes críticos en unidades de cuidados intensivos y en el monitoreo fetal durante el embarazo. Además, los sistemas de monitoreo de bioseñales son útiles para evaluar la calidad del sueño, el monitoreo del estrés, el rendimiento deportivo y la investigación científica. Las características comunes de los sistemas de monitoreo de bioseñales incluyen la portabilidad, la comodidad del usuario, la capacidad de datos en tiempo real, la precisión, el almacenamiento y la capacidad de transmisión de datos [11].

Estos sistemas suelen estar compuestos por una combinación de sensores y dispositivos que capturan señales biológicas, junto con algoritmos de procesamiento y análisis de datos, y una interfaz de usuario para visualizar y almacenar la información. Aunque brindan valiosa información, los sistemas de monitoreo de bioseñales también enfrentan ciertas limitaciones. Estas incluyen la necesidad de calibración y validación

periódica, la posibilidad de que las señales se vean afectadas por movimientos del usuario o interferencia electromagnética, y las dificultades para obtener mediciones precisas en ciertas condiciones clínicas o en grupos específicos de población [12].

El objetivo primordial de los sistemas de monitoreo de bioseñales es facilitar la supervisión continua y no invasiva de las funciones fisiológicas del organismo. Su propósito es reducir al mínimo las interferencias en las actividades diarias del usuario y proporcionar información en tiempo real que sea útil para tomar decisiones clínicas o monitorear el estado de salud. En cuanto a la tecnología más empleada en estos sistemas, los sensores que se basan en la detección eléctrica son los más comunes, entre ellos el EKG, el EEG y el EMG. Estos dispositivos registran las señales eléctricas que el cuerpo humano produce y las convierten en señales digitales para su procesamiento y análisis [13].

Además, el avance en la tecnología de sensores ópticos, como los fotopletismógrafos, ha permitido el monitoreo no invasivo de la frecuencia cardíaca y la saturación de oxígeno, lo que amplía aún más las posibilidades de supervisión sin causar molestias al paciente.

El área en la que se usan los sistemas de monitoreo de bioseñales son los entornos de suministro médico y médico clínico más importante. Sin embargo, la aplicación crece rápidamente a otras áreas, como la salud personal, las fuentes y los deportes, en los que las personas pueden usar dispositivos portátiles y aplicaciones móviles para monitorear sus propios bioseñales y tomar medidas para mejorar su salud y rendimiento [14].

DIABETES Y GLUCOSA

La diabetes es una enfermedad crónica que ocurre cuando el páncreas no produce suficiente insulina o cuando el cuerpo no puede utilizar eficazmente la insulina que produce. La insulina es una hormona que regula el azúcar en la sangre. La hiperglucemia, o niveles elevados de azúcar en la sangre, es un efecto común de la

diabetes no controlada y con el tiempo lleva a graves daños en muchos sistemas del cuerpo, especialmente los nervios y los vasos sanguíneos. Hay varios tipos de diabetes, los más comunes son:

- **Diabetes tipo 1:** También conocida como diabetes juvenil, generalmente se inicia en la infancia o adolescencia. En este tipo de diabetes, el sistema inmunológico ataca y destruye las células del páncreas que producen insulina, lo que hace que el cuerpo produzca poca o ninguna insulina.
- **Diabetes tipo 2:** Es la forma más común de diabetes. Sucede cuando el cuerpo no produce suficiente insulina o las células del cuerpo se vuelven resistentes a la insulina. A menudo se asocia con la obesidad y tiende a ser diagnosticada en adultos, aunque cada vez es más común en niños y adolescentes.
- **Diabetes gestacional:** Esta forma de diabetes ocurre durante el embarazo, cuando el cuerpo no puede producir o utilizar toda la insulina que necesita para el embarazo. Sin tratamiento, puede causar problemas a la madre y al bebé. La mayoría de las mujeres con diabetes gestacional vuelven a tener niveles normales de glucosa en sangre después del parto, aunque están en mayor riesgo de desarrollar diabetes tipo 2 más adelante [15].

Para determinar si una persona tiene diabetes, los médicos utilizan pruebas que miden la cantidad de glucosa (azúcar) en la sangre. Estas pueden incluir una prueba de glucosa en ayunas, una prueba de tolerancia oral a la glucosa o una prueba de hemoglobina A1c [16]. Los valores nominales de glucosa en sangre para personas sanas suelen ser los siguientes:

- Glucosa en ayunas: menos de 100 mg/dL.
- Dos horas después de comer (postprandial): menos de 140 mg/dL.

Para las personas con diabetes, los objetivos pueden variar dependiendo de la persona, pero en general suelen ser:

- Glucosa en ayunas: 80-130 mg/dL.
- Dos horas después de comer: menos de 180 mg/dL.

La glucosa es una forma de azúcar que el cuerpo utiliza como fuente principal de energía. Los alimentos que comemos se descomponen en glucosa y otras moléculas durante la digestión. Luego, la glucosa es absorbida por el torrente sanguíneo y con la ayuda de la insulina, puede entrar en las células del cuerpo donde se utiliza para producir energía. En la diabetes, el problema es que la glucosa no puede ser utilizada de manera eficiente por las células debido a problemas con la insulina. Esto lleva a niveles altos de glucosa en la sangre, lo que puede causar varios problemas de salud si no se controla. Es por eso por lo que la gestión de los niveles de glucosa en sangre es tan crucial para las personas con diabetes [17].

COMPLICACIONES Y DIAGNÓSTICO

La diabetes no controlada puede llevar a una serie de complicaciones graves, algunas de las cuales incluyen:

- **Enfermedades del corazón y los vasos sanguíneos:** La diabetes aumenta significativamente el riesgo de varias enfermedades cardiovasculares, incluyendo enfermedad arterial coronaria, enfermedad vascular periférica, infarto de miocardio y accidente cerebrovascular.
- **Neuropatía diabética:** El exceso de azúcar puede lesionar las paredes de los pequeños vasos sanguíneos que alimentan los nervios, lo que puede resultar en entumecimiento, hormigueo, dolor y debilidad en las manos y los pies.
- **Nefropatía diabética:** La diabetes puede dañar los riñones y, con el tiempo, causar insuficiencia renal.
- **Retinopatía diabética:** La diabetes puede dañar los vasos sanguíneos de la retina, posiblemente resultando en ceguera.
- **Pie diabético:** Las infecciones y las úlceras de los pies son comunes en las personas con diabetes y pueden requerir amputación [18].

El diagnóstico de la diabetes se realiza a través de pruebas de glucosa en sangre. Las pruebas más comunes son:

- **Prueba de glucosa en ayunas:** Requiere que no se consuman alimentos ni bebidas (excepto agua) durante al menos 8 horas antes de la prueba.
- **Prueba de tolerancia a la glucosa:** Se realiza en ayunas y luego de tomar una bebida que contiene una alta cantidad de glucosa.
- **Prueba de hemoglobina A1c (HbA1c):** Esta prueba proporciona una visión de los niveles promedio de glucosa en sangre durante los últimos 2 a 3 meses [19].

El manejo de la diabetes requiere atención cuidadosa a la alimentación, el ejercicio y, en muchos casos, la medicación. Algunos de los aspectos clave del cuidado de la diabetes incluyen:

- **Dieta balanceada:** Mantener una dieta saludable y equilibrada es esencial. Las comidas deben estar distribuidas durante el día y deben incluir una mezcla de carbohidratos, proteínas y grasas saludables.
- **Ejercicio físico:** El ejercicio regular puede ayudar a controlar el peso y mejorar la sensibilidad a la insulina.
- **Monitorización de la glucosa en sangre:** Verificar regularmente los niveles de glucosa en sangre puede ayudar a mantenerlos dentro del rango objetivo.
- **Medicación o insulina:** Algunas personas con diabetes necesitan tomar medicación oral o inyectarse insulina para mantener sus niveles de glucosa en sangre bajo control.
- **Control regular:** Las visitas regulares al médico y las pruebas son importantes para monitorear el progreso y ajustar el plan de tratamiento si es necesario [18].

Es importante recordar que cada persona con diabetes es diferente y puede necesitar un plan de manejo diferente. La colaboración con los profesionales de la salud es esencial para desarrollar y mantener un plan de cuidado de la diabetes efectivo.

MÉTODOS DE MEDICIÓN DE GLUCOSA TRADICIONALES

La medición de los niveles de glucosa en sangre es una parte esencial del manejo de la diabetes. Existen varios métodos tradicionales que se han utilizado a lo largo del tiempo:

- **Monitores de glucosa en sangre (glucómetros):** Son dispositivos que pueden medir la concentración de glucosa en una muestra de sangre. Típicamente, una pequeña gota de sangre, obtenida mediante una punción en el dedo, se coloca en una tira reactiva que se inserta en el dispositivo. El glucómetro muestra entonces el nivel de glucosa en la sangre en ese momento. Estos dispositivos son precisos y la lectura se realiza en cuestión de segundos [20].
- **Prueba de Hemoglobina A1c (HbA1c):** Esta es una prueba que se realiza en un laboratorio y proporciona una visión de los niveles promedio de glucosa en sangre durante los últimos 2 a 3 meses. La prueba mide el porcentaje de hemoglobina, la proteína en los glóbulos rojos que transporta oxígeno, que está recubierta de azúcar (glucosilada). El rango objetivo para la mayoría de las personas es menos del 7%, pero puede variar dependiendo de la situación de cada persona [21].
- **Prueba de glucosa en ayunas:** En esta prueba, una persona debe ayunar durante al menos 8 horas antes de que se tome una muestra de sangre. Los resultados se utilizan para evaluar cómo el cuerpo maneja la glucosa después de un período sin alimentos [22].
- **Prueba de tolerancia oral a la glucosa (OGTT):** Esta prueba mide la respuesta del cuerpo a la glucosa. Involucra un ayuno nocturno seguido de la ingesta de una solución de glucosa. Se toman muestras de sangre antes y después de la ingesta de la solución de glucosa para medir cómo el cuerpo procesa la glucosa [23].

Todos estos métodos han demostrado ser efectivos para el manejo de la diabetes. Sin embargo, con la tecnología avanzada, se están desarrollando y utilizando nuevos métodos de monitoreo de la glucosa en sangre, como los monitores de glucosa en tiempo real y los sistemas de monitoreo de glucosa flash, que pueden proporcionar lecturas más frecuentes y detalladas de los niveles de glucosa.

MÉTODOS DE MEDICIÓN DE GLUCOSA NO INVASIVOS

Los métodos no invasivos de medición de glucosa son dispositivos o tecnologías que pueden medir los niveles de glucosa sin necesidad de una punción en la piel o una extracción de sangre. Estos métodos son una alternativa atractiva a los métodos tradicionales de monitoreo de glucosa, especialmente para aquellos que necesitan chequear sus niveles de glucosa frecuentemente [24]. Aquí te presento algunos de los métodos no invasivos que se han desarrollado:

- **Monitores de glucosa en tiempo real (CGM):** Aunque algunos requieren una pequeña aguja para insertar un sensor debajo de la piel, hay avances en el desarrollo de sensores CGM completamente no invasivos. Estos dispositivos pueden proporcionar lecturas de glucosa casi continuas, y algunos pueden alertar a los usuarios si sus niveles de glucosa están demasiado altos o bajos [25].
- **Monitores Flash de glucosa:** Estos dispositivos, como el sistema FreeStyle Libre, utilizan un sensor pegado al cuerpo que mide la glucosa en el líquido intersticial (el líquido entre las células). Aunque la inserción del sensor requiere una punción en la piel, una vez colocado, las lecturas se pueden tomar simplemente escaneando el sensor con un lector o un teléfono inteligente, lo que elimina la necesidad de punciones en el dedo para las mediciones de glucosa.
- **Tecnología de espectroscopía:** Estos dispositivos no invasivos utilizan luz para analizar las propiedades químicas de los tejidos del cuerpo y determinar los niveles de glucosa. Esto puede hacerse a través de la piel y no requiere una muestra de sangre.

- **Parches de piel:** Estos son dispositivos que se adhieren a la piel y pueden medir los niveles de glucosa a través de las células de la piel sin necesidad de perforaciones [25].

Es importante mencionar que la precisión y confiabilidad de estos métodos no invasivos pueden variar y, hasta septiembre de 2021, no todos estos dispositivos han sido aprobados por organismos de regulación como la FDA en los Estados Unidos. Por lo tanto, es vital consultar a un profesional de la salud antes de cambiar a un nuevo método de medición de glucosa. En la ilustración 1, se puede visualizar los métodos más utilizados para medir la glucosa presente en sangre.

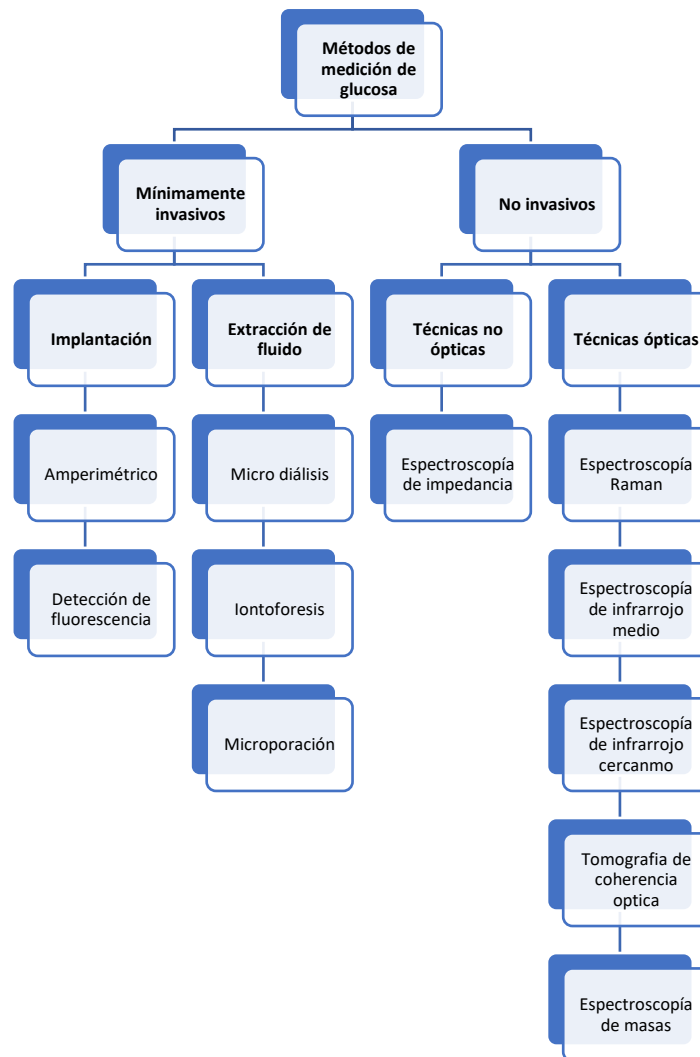


Ilustración 1. Métodos no Invasivos

Elaborado por el Investigador

ESPECTROSCOPIA DE INFRARROJO CERCANO

La espectroscopía de infrarrojo cercano (NIR, por sus siglas en inglés) es un método analítico no destructivo que utiliza la región del infrarrojo cercano del espectro electromagnético (de aproximadamente 780 nm a 2500 nm). Se basa en las vibraciones moleculares, y su energía corresponde al rango energético de los estiramientos de enlace y las vibraciones de deformación en las moléculas [26].

En la espectroscopía NIR, la luz incidente se absorbe, se refleja o se transmite. La luz que se refleja o se transmite puede analizarse para determinar las propiedades químicas del material que está siendo analizado. Esto se debe a que diferentes moléculas absorben la luz en diferentes longitudes de onda.

La espectroscopía NIR es una herramienta potente y muy utilizada en diversas aplicaciones que van desde la agricultura y la industria alimentaria hasta la farmacéutica y la medicina. En medicina, una de las aplicaciones que está siendo investigada es la medición no invasiva de la glucosa en sangre para las personas con diabetes.

El objetivo de usar la espectroscopía NIR para medir la glucosa en sangre es poder obtener una lectura precisa sin necesidad de una punción en la piel. En teoría, la luz NIR puede penetrar en la piel y reflejarse de vuelta al dispositivo, que luego analiza la luz reflejada para determinar los niveles de glucosa. Sin embargo, este es un desafío técnico considerable debido a factores como la variación en la composición de la piel entre individuos y la interferencia de otras sustancias en la piel que también pueden absorber luz NIR [27].

Hasta mi último corte de información en septiembre de 2021, la tecnología para medir con precisión la glucosa en sangre utilizando espectroscopía NIR todavía estaba en desarrollo y no estaba ampliamente disponible para su uso clínico. Las investigaciones

y desarrollos continuos en esta área están en curso y apuntan a la promesa de esta tecnología para futuras aplicaciones de monitoreo de glucosa [27].

ESPECTRO DE ABSORBANCIA DE LA GLUCOSA

La glucosa, como muchas otras moléculas orgánicas, absorbe la luz en el rango del espectro infrarrojo. La absorción de luz infrarroja por la glucosa se debe a las vibraciones de los enlaces químicos dentro de la molécula. Cada tipo de enlace (como O-H, C-H, C-O, etc.) y la disposición de estos enlaces en la molécula tienen patrones de vibración únicos que resultan en un espectro de absorbancia característico.

En términos generales, la región del espectro infrarrojo se divide en tres partes: infrarrojo cercano (NIR, 780 nm a 2500 nm), infrarrojo medio (MIR, 2500 nm a 50000 nm) e infrarrojo lejano (FIR, 50000 nm a 1 mm). La glucosa tiene grupos funcionales que absorben luz en la región del MIR, pero debido a la baja penetración de la luz MIR en los tejidos biológicos, su uso en dispositivos de monitoreo de glucosa no invasivos puede ser limitado.

La región NIR del espectro, por otro lado, ofrece una mayor penetración en los tejidos biológicos, lo que la hace más adecuada para la medición no invasiva de la glucosa. Sin embargo, las bandas de absorción en el NIR son más amplias y menos específicas que en el MIR, lo que puede hacer que la detección de la glucosa entre otras moléculas biológicas sea un desafío [28].

En cualquier caso, la medición precisa de la glucosa utilizando la espectroscopía de infrarrojo, ya sea MIR o NIR, implica un complejo proceso de recolección y análisis del espectro de absorbancia. El espectro de absorbancia obtenido debe ser procesado utilizando técnicas de análisis de datos y algoritmos de calibración para correlacionar las características del espectro con los niveles de glucosa [29].

Debo enfatizar que, a partir de mi última actualización en septiembre de 2021, el uso de la espectroscopía de infrarrojo para la medición no invasiva de la glucosa en la práctica clínica aún se encuentra en desarrollo y está sujeto a investigación activa.

CONFIGURACIONES ÓPTICAS DE MEDICIÓN

Para medir la absorbancia de la glucosa utilizando espectroscopía se utilizan diversas configuraciones ópticas. Estas configuraciones están diseñadas para optimizar la detección de la señal de glucosa y minimizar la interferencia de otros componentes del tejido. Entre las configuraciones ópticas más comunes, tenemos:

- **Transmisión:** En la configuración de transmisión, la luz es emitida desde una fuente y pasa a través del tejido de interés antes de ser detectada por un sensor en el otro lado. La transmisión puede ser útil para tejidos delgados, pero puede ser desafiante para tejidos más gruesos debido a la atenuación de la luz.
- **Reflectancia:** En la configuración de reflectancia, tanto la fuente de luz como el detector están en el mismo lado del tejido. La luz es emitida hacia el tejido y se recoge la luz que se refleja de vuelta. La reflectancia puede ser útil para la medición en la piel y otros tejidos externos.
- **Interactancia:** La configuración de interactancia es similar a la de reflectancia, pero la luz es recogida en un punto diferente al de la emisión. Esto puede permitir la detección de la luz que ha penetrado más profundamente en el tejido.
- **Dispersión Raman:** La espectroscopía Raman es una técnica que mide la dispersión inelástica de luz. Puede proporcionar información detallada sobre las vibraciones moleculares y, por lo tanto, puede ser útil para la detección de la glucosa [30].

El diseño de estas configuraciones debe tener en cuenta varios factores, incluyendo las propiedades ópticas del tejido, las características de absorción de la glucosa y otras sustancias presentes en el tejido, la potencia y la longitud de onda de la fuente de luz, y la sensibilidad y selectividad del detector. En la práctica, la selección y optimización

de la configuración óptica es un desafío importante en el desarrollo de dispositivos de medición no invasiva de la glucosa. Muchas configuraciones ópticas y técnicas espectroscópicas están siendo investigadas para mejorar la precisión y la fiabilidad de estas mediciones.

MODELOS DE ESTIMACIÓN DE GLUCOSA

Los modelos de estimación de glucosa son algoritmos o ecuaciones matemáticas que se utilizan para interpretar las mediciones espectroscópicas y calcular el nivel de glucosa en sangre. Estos modelos son una parte crucial del proceso de medición no invasiva de la glucosa, ya que las señales espectroscópicas por sí solas no proporcionan directamente una lectura de la glucosa. En su lugar, las señales espectroscópicas proporcionan información sobre la absorción de la luz por diferentes sustancias en el tejido, incluyendo la glucosa [27].

Existen varios enfoques para la modelización de la estimación de la glucosa, incluyendo métodos lineales y no lineales. Los enfoques lineales, como la regresión lineal y la mínima cuadratura parcial (PLS), asumen una relación lineal entre las mediciones espectroscópicas y los niveles de glucosa. Los enfoques no lineales, como las redes neuronales artificiales (ANN) y las máquinas de vectores de soporte (SVM), pueden modelar relaciones más complejas [31].

En la práctica, el desarrollo de un modelo de estimación de la glucosa implica varios pasos. Primero, se recogen las mediciones espectroscópicas y las lecturas de glucosa correspondientes a partir de un conjunto de muestras (por ejemplo, muestras de sangre o tejido). Luego, se utiliza un subconjunto de estas muestras para entrenar el modelo, es decir, para ajustar los parámetros del modelo de modo que pueda predecir con precisión los niveles de glucosa a partir de las mediciones espectroscópicas [32].

Una vez que el modelo está entrenado, se valida utilizando otro subconjunto de las muestras, que no se utilizó en el entrenamiento. La validación permite evaluar el rendimiento del modelo y asegurar que puede predecir con precisión los niveles de glucosa en nuevas mediciones. Es importante tener en cuenta que la precisión y la fiabilidad de los modelos de estimación de glucosa pueden variar. Los desafíos en la modelización incluyen la variabilidad entre los individuos y las interferencias de otras sustancias en el tejido. Además, los prototipos deben ser recalibrados regularmente para asegurar que siguen siendo precisos con el tiempo.

MODELOS DE ESTIMACIÓN DE GLUCOSA EN ESPECTROSCOPIA

Los modelos de estimación de glucosa en espectroscopía son fundamentales para el desarrollo de tecnologías de medición no invasiva de glucosa en sangre. Estos modelos deben ser capaces de interpretar las señales espectrales y correlacionarlas con los niveles de glucosa en sangre. Entre los modelos y técnicas de análisis de datos más comunes utilizados en este campo, podemos encontrar:

- **Análisis de componentes principales (PCA):** Esta técnica se utiliza para reducir la dimensionalidad de los datos espectrales y extraer las características más importantes. El PCA transforma el conjunto de datos original en un nuevo conjunto de variables, llamadas componentes principales, que son combinaciones lineales de las variables originales. Las primeras componentes principales capturan la mayor parte de la variabilidad en los datos.
- **Mínima cuadratura parcial (PLS):** Esta técnica es un método de regresión que también puede manejar datos de alta dimensionalidad. El PLS busca la relación entre los datos espectrales (variables predictoras) y los niveles de glucosa en sangre (variable de respuesta) maximizando la covarianza entre ellos.
- **Redes neuronales artificiales (ANN):** Las ANN son modelos computacionales inspirados en el cerebro humano que pueden aprender de los datos de entrenamiento y hacer predicciones sobre nuevos datos. Las ANN pueden modelar

relaciones no lineales, lo que las hace adecuadas para datos complejos como los espectros.

- **Máquinas de vectores de soporte (SVM):** Las SVM son modelos de aprendizaje automático que pueden ser utilizados para regresión o clasificación. Para la estimación de la glucosa, se utilizaría una SVM de regresión. Las SVM buscan encontrar el mejor hiperplano (o "línea de decisión") que separe los datos en el espacio de características.
- **Modelos de regresión multivariante:** Estos modelos utilizan varias variables predictoras para estimar una variable de respuesta. En el caso de la estimación de glucosa, las variables predictoras serían las intensidades de absorción en diferentes longitudes de onda y la variable de respuesta sería el nivel de glucosa en sangre [32].

Todos estos métodos requieren un conjunto de datos de entrenamiento, que consiste en mediciones espectrales y niveles de glucosa en sangre correspondientes. Los modelos se ajustan a estos datos de entrenamiento y luego se validan utilizando un conjunto de datos de prueba independiente. Cada uno de estos modelos tiene sus ventajas y desventajas, y la elección del modelo depende de varios factores, incluyendo la calidad y cantidad de los datos disponibles, el grado de no linealidad en los datos y la necesidad de interpretar el modelo.

FRECUENCIA CARDIACA Y SU CORRELACIÓN EN LA MEDICIÓN DE GLUCOSA

La correlación entre la frecuencia cardíaca y la medición de la glucosa puede tener aplicaciones significativas en el monitoreo y manejo de la diabetes. Por ejemplo, un sistema que mide tanto la glucosa como la frecuencia cardíaca podría proporcionar una visión más completa de la salud del paciente y permitir un manejo más eficaz de la enfermedad. Además, la correlación entre la frecuencia cardíaca y la glucosa puede

ser útil en la detección temprana de complicaciones cardiovasculares en pacientes con diabetes [33].

Los métodos utilizados para investigar la correlación entre la frecuencia cardíaca y la glucosa incluyen el uso de aprendizaje automático y métodos de redes neuronales, así como pruebas de tolerancia a la glucosa y mediciones de la frecuencia cardíaca. Estos métodos permiten a los investigadores analizar grandes conjuntos de datos y detectar patrones que pueden no ser evidentes a través de métodos de análisis más tradicionales [34].

La importancia de entender la correlación entre la frecuencia cardíaca y la glucosa radica en su potencial para mejorar el manejo de la diabetes y la salud cardiovascular. Al proporcionar una visión más completa de la salud del paciente, los médicos pueden ser capaces de hacer recomendaciones más informadas y personalizadas para el manejo de la enfermedad.

El desarrollo de sistemas que pueden medir tanto la glucosa como la frecuencia cardíaca es un área de investigación activa. Estos sistemas pueden utilizar una variedad de tecnologías, incluyendo sensores no invasivos y algoritmos de aprendizaje automático, para proporcionar mediciones precisas y confiables. Los resultados de los estudios sugieren que existe una correlación entre la frecuencia cardíaca y la glucosa, y que esta correlación puede tener implicaciones significativas para el manejo de la diabetes [9].

1.4 Objetivos

1.4.1 Objetivo general

- Implementar un sistema electrónico de monitoreo de bioseñales para la prevención y control de las personas con diabetes.

1.4.2 Objetivos específicos

- Evaluar los sistemas electrónicos de monitoreo de bioseñales.
- Determinar los valores para prevención y control de las personas con diabetes.
- Desarrollar un sistema electrónico de monitoreo de bioseñales para la prevención y control de las personas con diabetes.

CAPÍTULO II

METODOLOGÍA.

2.1 Materiales

Dentro de la investigación se enfocó en un glucómetro no invasivo, el cual utiliza diversas tecnologías para medir los niveles de glucosa en la sangre sin necesidad de realizar una punción en la piel. Los materiales utilizados en la construcción de un dispositivo como este pueden variar en función de la tecnología específica empleada. A continuación, se describen algunos de los materiales que se usaron dentro del dispositivo.

- **Sensores ópticos:** En un glucómetro no invasivo basado en tecnología óptica o espectroscópica, se requieren materiales capaces de generar y recibir luz. Esto incluiría un emisor de luz, como un diodo emisor de luz (LED) y un detector de luz o fotodiodo IRL.

- **Electrónica de control:** Un microcontrolador, posiblemente basado en silicio, se utiliza para controlar la operación del dispositivo. Este componente procesará las señales del sensor, realizará los cálculos necesarios y proporcionará una lectura de la glucosa en sangre.

- **Circuitos de transmisión de datos:** Para permitir que los datos se transfieran a un smartphone u otro dispositivo para su análisis y seguimiento, se puede utilizar un módulo Bluetooth. Esto normalmente incluiría un chip de radio y una antena.

En la tabla 1 Características de Materiales de uso, podemos visualizar los materiales óptimos usados en la investigación, características y el motivo de la elección de los mismo, adecuando a las necesidades requeridas.

Tabla 1. Característica de Materiales de uso

Materiales	Característica	Descripción de Uso
VSMB3940X01-GS08	EMITTER IR 960NM 100MA SMD	Este es un diodo emisor de luz infrarroja (IR) que emite luz con una longitud de onda de 940nm. Tiene una corriente máxima de 100mA y se presenta en un paquete SMD para soldar en una placa de circuito impreso.
PMV40UN2R	MOSFET N-CH 30V 3.7A TO236AB	Es un transistor de efecto de campo de óxido de metal (MOSFET) de canal N que puede manejar una tensión máxima de 30V y una corriente máxima de 3.7A. Se presenta en un paquete TO236AB y se utiliza para controlar la corriente en circuitos eléctricos.
QSB34GR	SENSOR PHOTODIODE 940NM 2SMD GW	Este es un sensor fotodiodo que detecta la luz infrarroja con una longitud de onda de 940nm. Se presenta en un paquete SMD de 2 pines y se utiliza en aplicaciones de detección de luz infrarroja.
MCP6002T-I/MS	IC OPAMP GP 2 CIRCUIT 8MSOP	Es un circuito integrado (IC) de amplificador operacional (op-amp) con dos canales que se presenta en un paquete 8MSOP. Se utiliza para amplificar señales en circuitos electrónicos.
MCP1700T-3302E/TT	IC REG LINEAR 3.3V 250MA SOT23-3	Este es un circuito integrado (IC) regulador de voltaje lineal que proporciona una salida fija de 3.3V con una corriente máxima de 250mA. Se presenta en un paquete SOT23-3 y se utiliza para estabilizar el voltaje en circuitos electrónicos.
SSM3J351R, LF	MOSFET P-CH 60V 3.5A SOT-23F	Es un transistor de efecto de campo de óxido de metal (MOSFET) de canal P que puede manejar una tensión máxima de 60V y una corriente máxima de 3.5A. Se presenta en un paquete SOT-23F y se utiliza para controlar la corriente en circuitos eléctricos.
PMEG2010EJ,1 15	DIODE SCHOTTKY 20V 1A SOD323F	Este es un diodo Schottky que puede manejar una tensión máxima de 20V y una corriente máxima de 1A. Se presenta en un paquete SOD323F y se utiliza en circuitos electrónicos para rectificar la corriente y eliminar el ruido.
VSMY5850X01	IR EMITTER 820NM 0805 SMD	Este es un diodo emisor de luz infrarroja (IR) que emite luz con una longitud de onda de 820nm. Se presenta en un paquete SMD 0805 y se utiliza en aplicaciones de transmisión de señales infrarrojas, como controles remotos.

Fuente: Elaborado por el Investigador

2.2 Métodos

2.2.1 Modalidad de Investigación

La investigación aplicada se centró en la resolución de problemas específicos en el mundo real y en la aplicación de los resultados de la investigación en la práctica. En este caso, la investigación estuvo dirigida a desarrollar una solución tecnológica para mejorar el monitoreo y control de la diabetes mellitus.

Esta modalidad de investigación implicó varias etapas:

- **Revisión de literatura:** Esta etapa implicó la revisión de estudios y tecnologías existentes relacionadas con el monitoreo de bioseñales en pacientes con diabetes.
- **Identificación de problemas y necesidades:** En esta etapa, se identificaron los problemas y limitaciones de las tecnologías actuales y se definieron las necesidades que el nuevo sistema debería satisfacer.
- **Diseño y desarrollo del sistema:** Basándose en la información recopilada en las etapas anteriores, se diseñó y desarrolló un prototipo del sistema electrónico de monitoreo de bioseñales.
- **Pruebas y evaluación:** El sistema desarrollado se probó en condiciones controladas y se evaluó su eficacia y seguridad.
- **Análisis de resultados y mejoras:** Finalmente, se analizaron los resultados de las pruebas y se realizaron las mejoras necesarias en el sistema.

Este tipo de investigación implicó un enfoque interdisciplinario, ya que requirió la colaboración de expertos en medicina, al igual que un conocimiento básico en ingeniería biomédica, ética médica y electrónica. Los resultados de esta investigación proporcionaron una base sólida para futuros esfuerzos de desarrollo en esta área.

2.2.2 Población y Muestra

La población objetivo de la investigación consistió en personas diagnosticadas con diabetes mellitus. Esta población fue seleccionada debido a su relevancia directa con el propósito del estudio, que era investigar el potencial de un sistema electrónico de monitoreo de bioseñales en el manejo de la diabetes.

Para llevar a cabo el estudio, se seleccionó una muestra por conveniencia, debido a distintos inconvenientes presentes en un centro de especialidad, por lo cual la población vino hacer parte de los pacientes presentes en el consultorio del Dr. Juan Pablo Escobar. La muestra incluyó individuos de diversas edades, géneros y etapas de la enfermedad para garantizar una representación adecuada de la diversidad dentro de la población de personas con diabetes mellitus. Los criterios de inclusión para formar parte de la muestra fueron tener un diagnóstico médico confirmado de diabetes mellitus y estar dispuesto a participar en el estudio bajo el control del médico tratante.

Se utilizó dos métodos de muestreo, un método de muestreo aleatorio para seleccionar a los participantes del estudio y un muestreo por conveniencia, por selección del consultorio médico, asegurando que todos los individuos en la población tuvieran la misma probabilidad de ser seleccionados. Este enfoque ayudó a minimizar el sesgo en la selección de la muestra y a garantizar que los hallazgos del estudio pudieran ser extrapolados a la población general de personas con diabetes mellitus.

Una vez seleccionada la muestra, los participantes fueron sometidos a pruebas con el sistema electrónico de monitoreo de bioseñales que se había desarrollado. Los datos obtenidos de estas pruebas fueron posteriormente analizados, generando una comparativa entre la medición obtenida por el sistema propuesto contra los valores de medición de glucómetros comerciales, para evaluar la eficacia y seguridad del sistema.

Es importante destacar que los participantes dieron su consentimiento antes de participar en el estudio y tenían derecho a retirarse en cualquier momento. Todas las actividades del estudio fueron revisadas y aprobadas por el médico tratante.

2.2.3 Recolección de Información

La recopilación de datos para la investigación se llevó a cabo en etapas fundamentales. En un inicio, se realizó una minuciosa revisión de la literatura existente sobre el monitoreo de bioseñales en pacientes con diabetes mellitus. Esta revisión permitió al investigador obtener una comprensión profunda de las tecnologías actuales y sus limitaciones, y fue esencial para definir las necesidades que debía cumplir el sistema electrónico propuesto. Para llevar a cabo esta revisión, se consultaron diversas bases de datos académicas y científicas, con el objetivo de recopilar estudios relevantes y obtener una visión completa del estado actual de la tecnología en este campo.

Tras definir las necesidades, se pasó a la fase de diseño y desarrollo del sistema electrónico de monitoreo de bioseñales. Durante esta etapa, se recopiló información técnica y científica necesaria para el desarrollo del sistema. Esto incluyó datos sobre componentes electrónicos, algoritmos de procesamiento de señales, y protocolos de seguridad y privacidad.

Una vez que el sistema estuvo desarrollado, se procedió a la fase de pruebas y evaluación. En esta etapa, se recopilaron datos de los participantes de la muestra seleccionada. Estos datos recopilados, se obtuvieron en el consultorio médico del Dr. Juan Pablo Escobar Arcos, el cual posee una especialidad de Endocrinología. Estos datos adquiridos incluyeron las bioseñales de los participantes, entre estas bioseñales poseemo: la saturación de oxígeno, el ritmo cardiaco y la presencia de glucosa en la sangre, así como el nivel de aceptación, comentarios y experiencias al usar el sistema.

Finalmente, todos los datos recopilados fueron analizados para evaluar la eficacia y seguridad del sistema, y para identificar áreas de mejora. Esta recopilación de información fue fundamental para el éxito de la investigación y para el desarrollo de un sistema electrónico de monitoreo de bioseñales efectivo para la prevención y control de la diabetes mellitus.

2.2.4 Procesamiento y análisis de datos

El procesamiento y análisis de los datos recopilados en el estudio se llevaron a cabo de manera sistemática y rigurosa. Inicialmente, los datos recopilados a través del sistema electrónico de monitoreo de bioseñales se procesaron para garantizar su calidad y coherencia. Este procesamiento implicó la limpieza de los datos para eliminar cualquier error o inconsistencia, y la preparación de los datos para el análisis.

Una vez procesados, los datos se sometieron a un análisis detallado. Este análisis incluyó la comparación de las mediciones obtenidas por el sistema propuesto con los valores de medición de glucómetros comerciales. El objetivo de este análisis era evaluar la eficacia y seguridad del sistema. Además, se realizaron análisis estadísticos para identificar cualquier patrón o tendencia en los datos. Estos análisis ayudaron a los investigadores a entender mejor el rendimiento del sistema y a identificar áreas de mejora.

Los datos recopilados por el sistema fueron almacenados en una base de datos, en la cual, el acceso estará restringido para cualquier persona que no sea el especialista tratante, con ello, se conseguirá un mejor análisis de los datos, al igual que la forma de alertar tanto al paciente como a los familiares de su estado en tiempo real. Mientras que el paciente o usuario podrá visualizar el último dato censado en su dispositivo móvil, para saber su estado.

Finalmente, los resultados del análisis se interpretaron en el contexto de la investigación. Se utilizó estos resultados para formular conclusiones sobre la eficacia y seguridad del sistema electrónico de monitoreo de bioseñales para la prevención y control de la diabetes mellitus. Es importante destacar que todo el proceso de procesamiento y análisis de datos se llevó a cabo siguiendo las mejores prácticas de investigación y con el máximo respeto por la privacidad y la confidencialidad de los participantes del estudio.

CAPÍTULO III

RESULTADOS Y DISCUSIÓN

3.1 Propuesta de discusión

La diabetes mellitus es una enfermedad crónica que afecta a millones de personas en todo el mundo. La gestión efectiva de esta enfermedad requiere un monitoreo constante de las bioseñales del paciente, como los niveles de glucosa en sangre. Sin embargo, los métodos actuales de monitoreo pueden ser invasivos y molestos para el paciente. Por lo tanto, se generó una discusión sobre el desarrollo de un sistema electrónico de monitoreo de bioseñales para la prevención y control de la diabetes mellitus.

- Explorar las tecnologías actuales disponibles para el monitoreo de bioseñales en pacientes con diabetes.
- Identificar las limitaciones de los sistemas actuales y cómo un sistema electrónico podría superar estos desafíos.
- Discutir los aspectos técnicos y científicos involucrados en el desarrollo de un sistema electrónico de monitoreo de bioseñales.
- Considerar las implicaciones éticas y de privacidad de un sistema de monitoreo electrónico.

Para iniciar el proceso de desarrollo, se aplicaron métodos, entre ellos, los temas de discusión:

1. **Tecnologías actuales de monitoreo de bioseñales:** ¿Qué tecnologías se utilizan actualmente para el monitoreo de bioseñales en pacientes con diabetes? ¿Cuáles son sus ventajas y desventajas?
2. **Necesidad de un sistema electrónico de monitoreo de bioseñales:** ¿Por qué es necesario un sistema electrónico de monitoreo de bioseñales? ¿Cómo podría mejorar la vida de los pacientes con diabetes?

3. **Desarrollo de un sistema electrónico de monitoreo de bioseñales:** ¿Qué desafíos técnicos y científicos se presentan en el desarrollo de un sistema de este tipo? ¿Cómo se pueden superar estos desafíos?

4. **Implicaciones éticas y de privacidad:** ¿Qué consideraciones éticas y de privacidad deben tenerse en cuenta al desarrollar un sistema electrónico de monitoreo de bioseñales?

La discusión propuesta tuvo como objetivo explorar la viabilidad y las implicaciones de desarrollar un sistema electrónico de monitoreo de bioseñales para la prevención y control de la diabetes mellitus. A continuación, se presenta un esquema de los puntos clave a tratar en la discusión:

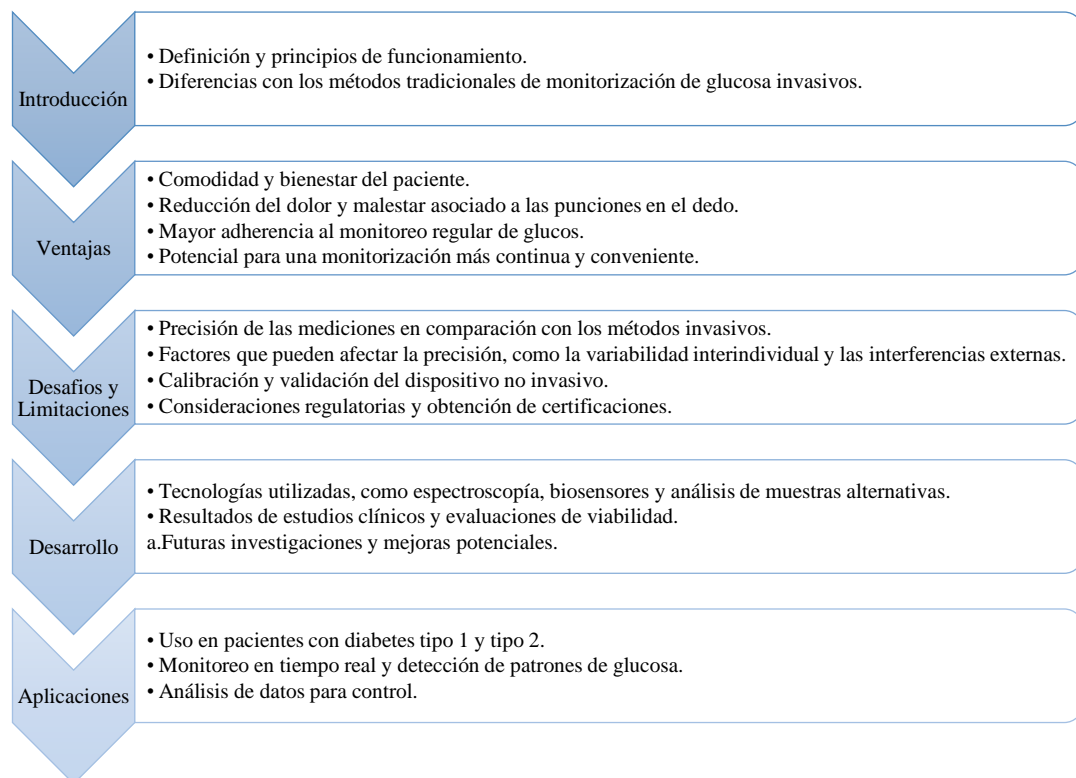


Ilustración 2 Proceso de Desarrollo

Elaborador por el Investigador

3.2 Desarrollo de la propuesta

En el pasado, los investigadores y profesionales de la salud han utilizado una variedad de métodos para medir los niveles de glucosa en sangre. Tradicionalmente, estos métodos han sido invasivos, requiriendo una muestra de sangre para obtener una lectura precisa. Sin embargo, en los últimos años, ha habido un creciente interés en el desarrollo de métodos no invasivos de medición de glucosa. Estos métodos, que no requieren una muestra de sangre, tienen el potencial de hacer que el monitoreo de la glucosa sea más cómodo y accesible para los pacientes con diabetes. A continuación, se presenta la tabla 2, el cual detalla dos métodos tradicionales de medición de glucosa y dos métodos no invasivos, centrándose en aspectos como el fabricante, el método de medición, los resultados, la tecnología utilizada, el porcentaje de confiabilidad y los costos asociados.

Tabla 2. Métodos de medición de glucosa

Método	Fabricante	Método de medición	Resultados	Tecnología	Confiabilidad	Costos
Método invasivo: Glucómetro	Accu-Chek, OneTouch	Medición de glucosa en sangre a través de una muestra obtenida por punción en el dedo	Proporciona una lectura instantánea de los niveles de glucosa en sangre	Tecnología electroquímica	Alta, pero puede verse afectada por factores como la hidratación, la temperatura y la altitud. Confiabilidad del 98%	Bajo costo inicial, pero los costos de las tiras reactivas pueden sumarse con el tiempo
Método invasivo: Prueba de laboratorio	Laboratorios clínicos	Medición de glucosa en sangre a través de una muestra de sangre extraída de una vena	Proporciona una lectura precisa de los niveles de glucosa en sangre, utilizada como "estándar de oro" para el diagnóstico de diabetes	Tecnología de laboratorio (ej. espectrofotometría)	Muy alta, considerada el estándar de referencia Confiabilidad del 100%	Más costoso que los glucómetros, pero generalmente cubierto por el seguro médico

Método no invasivo: Espectroscopía de infrarrojo cercano (NIR)	Varios (en desarrollo)	Medición de glucosa a través de la absorción de luz infrarroja cercana por la piel	Proporciona una lectura de los niveles de glucosa sin necesidad de una muestra de sangre	Tecnología de espectroscopía NIR	Varía, los estudios muestran resultados prometedores, pero aún se encuentra en desarrollo Confiabilidad del 93% al 98 %	Aún en desarrollo, los costos pueden ser altos inicialmente
Método no invasivo: Glucómetro inteligente iGLU	Equipo de Biomarcadores No Invasivos	Medición de glucosa a través de la espectroscopía NIR y algoritmos de aprendizaje automático	Proporciona una lectura de los niveles de glucosa sin necesidad de una muestra de sangre, los datos se almacenan para el monitoreo remoto	Tecnología de espectroscopía NIR y aprendizaje automático	Aún en desarrollo, pero los estudios muestran resultados prometedores Confiabilidad del 97 %	Aún en desarrollo, los costos pueden ser altos inicialmente

Referencia: Elaborado por el investigador

3.3 Parámetros de prevención y control de personas con diabetes

Según este artículo, la Asociación Americana de Diabetes en 2023 recomendó el uso de estatinas de alta intensidad para reducir los niveles de colesterol LDL en un 50% desde la línea de base y a menos de 70 mg/dL en pacientes con diabetes mellitus de 40 a 75 años con alto riesgo cardiovascular. Este objetivo de LDL-C también fue recomendado por la Sociedad Europea de Cardiología en 2021 para pacientes con diabetes tipo 2 [35].

Además, el estudio encontró que el riesgo de enfermedad cardiovascular incidente aumentó linealmente a partir de un nivel de LDL-C de 70 mg/dL o más en la mayoría de los pacientes con diabetes tipo 2, independientemente del tipo de comorbilidades. Sin embargo, el nivel objetivo de LDL-C podría considerarse menos de 70 mg/dL cuando están presentes comorbilidades y menos de 100 mg/dL cuando la duración de la diabetes es menor a 5 años o si no hay hipertensión [19]. A continuación, se presenta

la Tabla 3, la cual nos da los parámetros por exámenes de acuerdo con cada tipo de diabetes.

Tabla 3. Parámetros de Diabetes de acuerdo con A.D.A [36] [19].

Parámetros	Diabetes Tipo 1	Diabetes Tipo 2	Diabetes Gestacional
Parámetros de medición	<ul style="list-style-type: none"> • Glucosa en sangre • Hemoglobina A1c • Prueba de tolerancia a la glucosa 	<ul style="list-style-type: none"> • Glucosa en sangre • Hemoglobina A1c • Prueba de tolerancia a la glucosa 	<ul style="list-style-type: none"> • Glucosa en sangre • Hemoglobina A1c • Prueba de tolerancia a la glucosa
A1c (hemoglobina glicosilada o hemoglobina A1c)	Objetivo: <7.0% Diagnóstico: >6.5%	- Objetivo: <7.0% Diagnóstico: >6.5%	- Objetivo: <6.0% Diagnóstico: No se utiliza para el diagnóstico
Glucosa plasmática en ayunas	<ul style="list-style-type: none"> • Objetivo: 70-130 mg/dL • Diagnóstico: >126 mg/dL 	<ul style="list-style-type: none"> • Objetivo: 70-130 mg/dL • Diagnóstico: >126 mg/dL 	<ul style="list-style-type: none"> • Objetivo: <95 mg/dL • Diagnóstico: >92 mg/dL
Prueba de tolerancia oral a la glucosa	Diagnóstico: >200 mg/dL a las 2 horas	Diagnóstico: >200 mg/dL a las 2 horas	Diagnóstico: >153 mg/dL a las 2 horas
Diagnóstico	Síntomas de diabetes más glucosa en sangre aleatoria >200 mg/dL	Síntomas de diabetes más glucosa en sangre aleatoria >200 mg/dL	- Prueba de tolerancia a la glucosa a las 24-28 semanas de gestación
Complicaciones	<ul style="list-style-type: none"> • Enfermedad del corazón • Daño renal • Daño a los ojos • Neuropatía 	<ul style="list-style-type: none"> • Enfermedad del corazón • Daño renal • Daño a los ojos • Neuropatía 	<ul style="list-style-type: none"> • Hipertensión gestacional • Macrosomía fetal • Riesgo <u>umentado</u> de diabetes tipo 2 postparto

Referencia: Elaborado por el Investigador.

La glucosa plasmática en ayunas (FPG), los triglicéridos (TG), el colesterol total (TC) y los niveles de LDL son factores independientes para la aparición de diabetes gestacional (GDM). Sin embargo, el valor predictivo de estos marcadores bioquímicos es débil. El punto de corte óptimo para FPG fue 5.07 mmol/l con sensibilidad (19.9%) y especificidad (91.4%), TG fue 1.25 mmol/l, con sensibilidad (49.1%) y especificidad

(62.7%), TC fue 4.71 mmol/l, con sensibilidad (49.6%) y especificidad (58.2%), LDL fue 2.45 mmol/l, con sensibilidad (50.46%) y especificidad (59.3%) [36].

3.4 Implementación del sistema

Dentro de la implementación del sistema, tendremos en cuenta el siguiente diagrama, en el cual se especifica el desarrollo del dispositivo de acuerdo con las variables obtenidas. En la ilustración 3 se muestra como el sistema se va a desarrollar de modo autónomo.

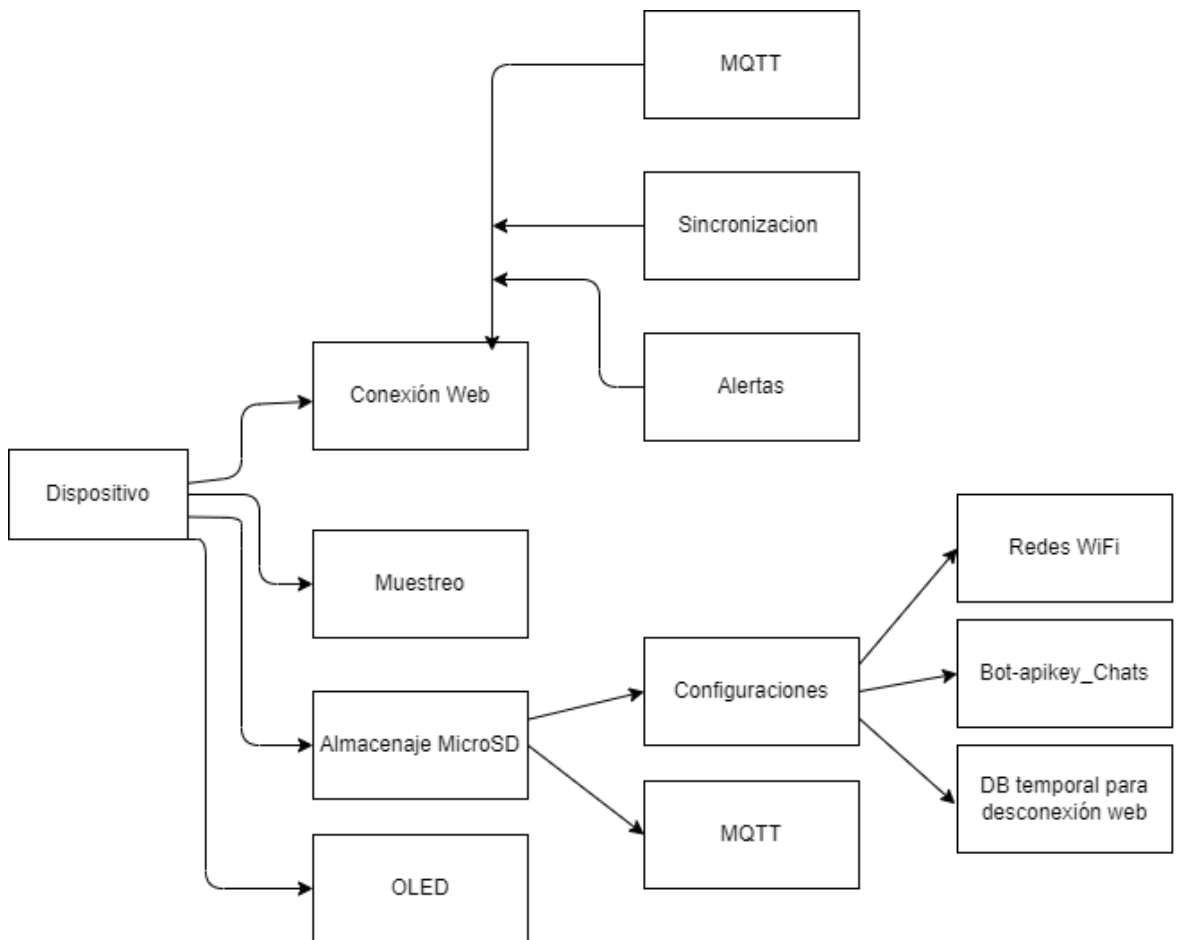


Ilustración 3. Desarrollo del dispositivo

Elaborado por: El Investigador

Como se puede observar, el dispositivo tiene una configuración de control de variables censadas, las cuales pasarán a dos sectores, el primero que es el almacenamiento dentro de una microSD y el segundo la visualización en una pantalla oled. Todos estos datos, se almacenarán de manera local en una microSD, de no tener una conexión a internet, caso contrario, los datos se enviarán de manera directa al servidor local para posteriormente generar las alertas y visualizaciones.

La implementación de un dispositivo de medición de bioseñales es un proceso multifacético que requiere una planificación cuidadosa y una ejecución meticulosa. La implementación de un dispositivo de medición de glucosa no invasivo es un proceso que requiere una combinación de habilidades técnicas, clínicas y regulatorias. Aunque el camino hacia la implementación puede ser largo y desafiante, el resultado final tiene el potencial de mejorar significativamente la vida de las personas con diabetes. Los pasos a seguir para lograr una implementación exitosa son los siguientes presentados en la Tabla 4.

Tabla 4. *Etapas de Implementación*

Etapas de Implementación	Descripción
Investigación y Desarrollo	En esta etapa, se realiza la investigación necesaria para desarrollar el sistema de monitoreo de bioseñales. Esto puede incluir la investigación de tecnologías existentes, el desarrollo de nuevos algoritmos y la realización de pruebas preliminares.
Pruebas Clínicas	Una vez que el sistema ha sido desarrollado, se realizan pruebas clínicas para evaluar su eficacia y seguridad. Esto puede incluir pruebas en un pequeño grupo de pacientes para evaluar la precisión de las mediciones y la facilidad de uso del sistema.
Aprobación Regulatoria	Después de que las pruebas clínicas han demostrado que el sistema es seguro y efectivo, se busca la aprobación regulatoria para su uso en la atención de pacientes. Esto puede incluir la presentación de datos de las pruebas clínicas a las autoridades regulatorias y la espera de su revisión y aprobación.
Producción y Distribución	Una vez que el sistema ha sido aprobado para su uso, se inicia la producción y distribución a gran escala. Esto puede incluir la

	fabricación del sistema, su empaquetado y su distribución a los proveedores de atención médica.
Capacitación y Soporte	Después de que el sistema ha sido distribuido, se proporciona capacitación y soporte a los proveedores de atención médica y a los pacientes. Esto puede incluir la capacitación sobre cómo usar el sistema, cómo interpretar los datos y cómo integrar el sistema en la atención de los pacientes.
Monitoreo y Mejora Continua	Una vez que el sistema está en uso, se realiza un monitoreo continuo para evaluar su rendimiento en condiciones del mundo real. Los datos recopilados durante este monitoreo se utilizan para hacer mejoras continuas en el sistema.

Referencia: Elaborado por el Investigador

La concepción y puesta en marcha de los circuitos que constituyen el hardware del prototipo del medidor no invasivo de glucosa que se implementará implicará la consideración de cuatro circuitos principales:

Circuito de Adquisición por medio de NIR

El uso de fotodiodos IRL de 820 nm y 960 nm para la detección de glucosa en sangre mediante la espectroscopía de infrarrojo cercano se ha explorado en varios estudios. Un estudio particularmente relevante es el realizado por Jing-Yau Tang y sus colegas, que presentaron un método de análisis de series temporales de borde ascendente que se puede aplicar a un sensor de glucosa óptico fluido de doble longitud de onda (DWOFGS) [37].

En su experimento, la concentración de glucosa en solución salina tamponada con fosfato (PBS) se determinó midiendo la absorbancia de la solución según la variación en el borde ascendente de la forma de onda de respuesta de voltaje del fotodiodo (PD). El principio de DWOFGS se basa en la espectroscopía de absorción de infrarrojo cercano (NIR) en longitudes de onda duales seleccionadas (1450 y 1650 nm) en la primera banda de sobre tono. El DWOFGS consta de dos diodos emisores de luz

(LED) y dos detectores PD. No se requieren fibras o lentes adicionales en su dispositivo.

El nivel de luz de salida de los LED se ajusta a una intensidad de luz adecuada para la tasa de absorción de glucosa en un circuito electrónico. Cuatro caminos de absorción de luz permiten la detección de concentraciones de D (+) -glucosa de 0 a 20% en peso en pasos de 5% en peso. El proceso de absorción de luz de la glucosa se calculó en función del borde ascendente de la forma de onda del PD bajo una fuente de luz de baja intensidad utilizando el método de análisis de series temporales [38].

El método de análisis de series temporales se puede utilizar para obtener el nivel de glucosa en PBS y reducir el ruido de fondo de la medición. La aplicación del método de análisis de series temporales de borde ascendente mejora la sensibilidad del sensor, aumenta la precisión del análisis de datos y reduce los costos del equipo de medición [39]. Por lo cual, se implementó un arreglo de 2 fotodiodos NIR como se observa en la ilustración 4.

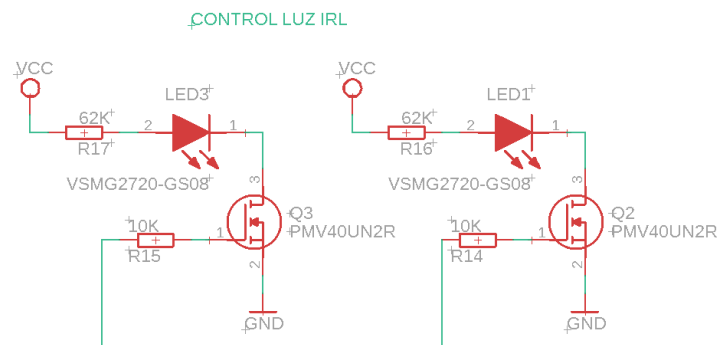


Ilustración 4. Control de Luz

Elaborado por: El Investigador

Dado que es crucial mantener constante la intensidad de luz emitida por los diodos LED1 y LED2 para prevenir interpretaciones erróneas durante la medición, se implementará un circuito de control, el presente circuito de control contará con un transistor MOSFET, que mantendrá la corriente constante en cada uno de los diodos, estos mosfet deben contar con una baja tensión umbral con una corriente alta, tomando

las medidas recomendadas por el fabricante, se colocaran resistencias de 10 K ohmios a las salidas de estos, para que tengan un correcto funcionamiento. Una vez realizado este circuito, es necesario, convertir los datos de medición y transformarlos a señal de voltaje, para lo cual se implementó un circuito amplificador de transimpedancia, como se muestra en la ilustración 5.

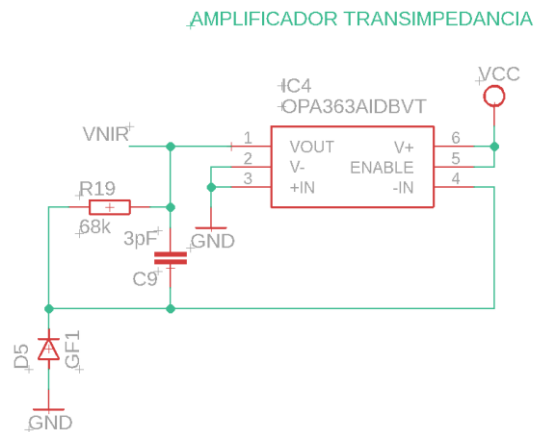


Ilustración 5. Transimpedancia

Elaborado por: El Investigador

Un circuito de transimpedancia es un amplificador que convierte la corriente a voltaje. En términos más técnicos, es un amplificador operacional (op-amp) configurado con una resistencia de retroalimentación en lazo cerrado entre su salida y su entrada inversora. El circuito de transimpedancia toma una corriente de entrada y genera un voltaje de salida proporcional a esa corriente de un valor de 1.6 V para sensores y 3.3v para el controlador. La relación entre la corriente de entrada y el voltaje de salida se establece por la resistencia de retroalimentación. Si la corriente de entrada cambia, el op-amp ajusta el voltaje de salida para mantener la diferencia de voltaje entre las entradas del op-amp cerca de cero (esto es, la entrada inversora y la no inversora) [40].

Los circuitos de transimpedancia se utilizan comúnmente en aplicaciones donde se necesita convertir una corriente en un voltaje. Algunas de estas aplicaciones incluyen la detección de luz (donde un fotodiodo genera una corriente proporcional a la cantidad de luz que recibe), la comunicación de fibra óptica, y la medición de la corriente generada por sensores químicos o biológicos. En el caso de un circuito de adquisición

con diodos IR, el diodo IR actúa como un fotodiodo. Cuando la luz IR incide en el diodo, genera una corriente proporcional a la intensidad de la luz. Esta corriente puede ser muy pequeña, por lo que se utiliza un circuito de transimpedancia para convertir esta corriente en un voltaje que puede ser medido más fácilmente. El diodo IR se conecta a la entrada inversora del op-amp en el circuito de transimpedancia. La corriente generada por el diodo IR fluye a través de la resistencia de retroalimentación, generando un voltaje de salida en el op-amp. Este voltaje puede ser luego medido y utilizado para determinar la intensidad de la luz IR que incide en el diodo [41].

Circuito de Procesamiento y Control

Para la elección del microcontrolador del sistema, se utilizó una ESP32 que es una serie de microcontroladores de bajo costo y bajo consumo de energía con capacidades de Wi-Fi y Bluetooth integradas, desarrollada por Espressif Systems. Tiene un procesador de doble núcleo que puede funcionar hasta a 240 MHz, lo que la hace muy potente para un microcontrolador. Además, soporta una amplia gama de protocolos de comunicación, incluyendo SPI, I2C, UART, CAN, Ethernet, y más. Puede ser programada en varios lenguajes, incluyendo C, C++, Python (a través de MicroPython), y JavaScript (a través de Espruino), lo que la hace accesible para una amplia gama de desarrolladores.

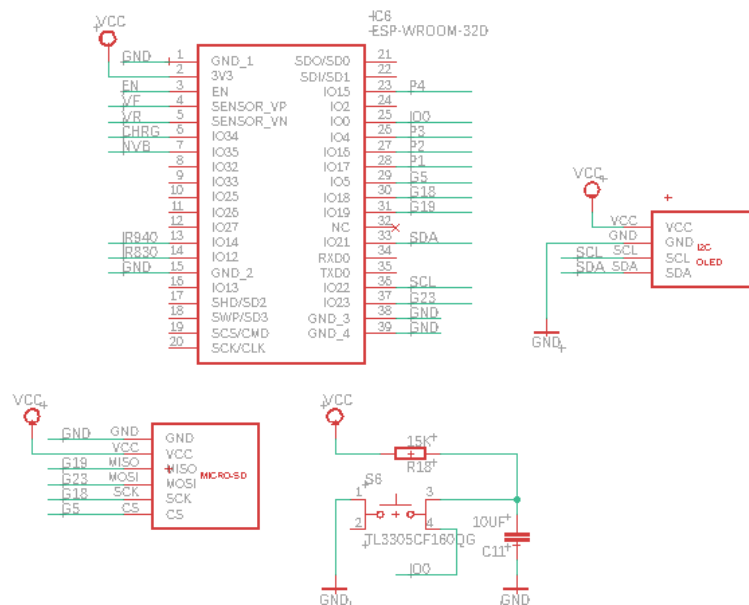


Ilustración 6 Sistema de Control

Elaborado por: El Investigador

La Ilustración 6 muestra el sistema de control, dado que las fluctuaciones causadas por la concentración de glucosa en las señales PPG se encuentran en el rango de milivoltios, se empleará un convertidor analógico-digital (ADC) externo para identificar los cambios sutiles en la amplitud de los componentes pulsátiles. El ADC seleccionado es el ADS1115 que posee una resolución de 16 bits que admite comunicación I2C, además de ser un dispositivo de bajo consumo y amperaje. Toda la comunicación del dispositivo está conectado por protocolo I2C, al usar solo el microcontrolador de montaje superficial, a parte, se le acoplo un lector de tarjetas microSD, el cual este encargado de almacenar los datos de medición, cuando el dispositivo carezca de conexión a internet.

Circuito de Alimentación y Control de Carga

Un circuito de alimentación y control de carga para baterías LiPo (Polímero de Litio) es un componente esencial en muchos dispositivos electrónicos, especialmente en aquellos que requieren portabilidad y autonomía. Este circuito tiene la función de administrar la energía que se suministra a la batería para su carga, así como de proteger la batería contra posibles daños causados por sobrecarga, descarga excesiva o cortocircuitos. Por lo cual se diseñó el circuito de carga y protección de la batería, como lo muestra la ilustración 7.

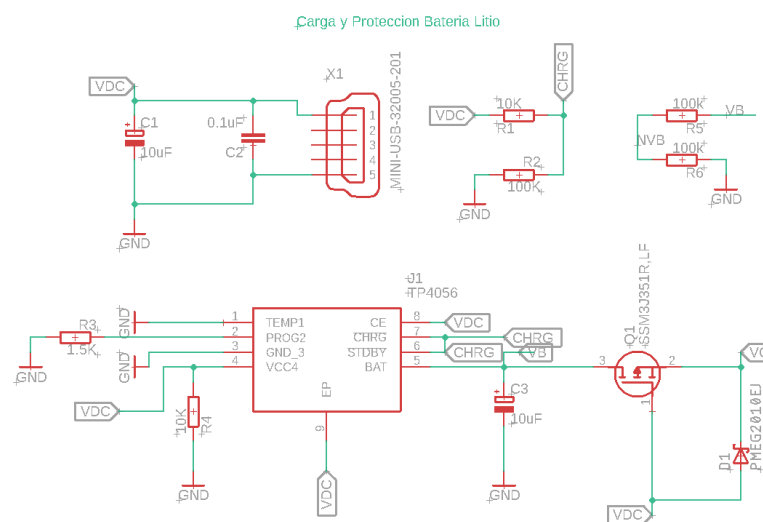


Ilustración 7. Carga y Protección de Batería

Elaborado por: El Investigador

Circuito de procesamiento de señales

Este circuito procesa las señales de luz reflejada para determinar el nivel de glucosa. Esto implica filtrar el ruido y otras interferencias, y luego aplicar un algoritmo para correlacionar la señal de luz reflejada con el nivel de glucosa. Se le agrega a un circuito de control de potencia, este circuito controla la potencia suministrada al dispositivo para garantizar que funciona de manera eficiente y segura. Esto puede implicar regular la potencia suministrada a los LEDs y a otros componentes, y proteger el dispositivo contra sobretensiones y sobre corrientes.

Este circuito controla la intensidad de la luz emitida por los diodos emisores de luz (LEDs) que se utilizan para iluminar la piel. El control preciso de la intensidad de la luz es crucial para obtener mediciones precisas de la glucosa.

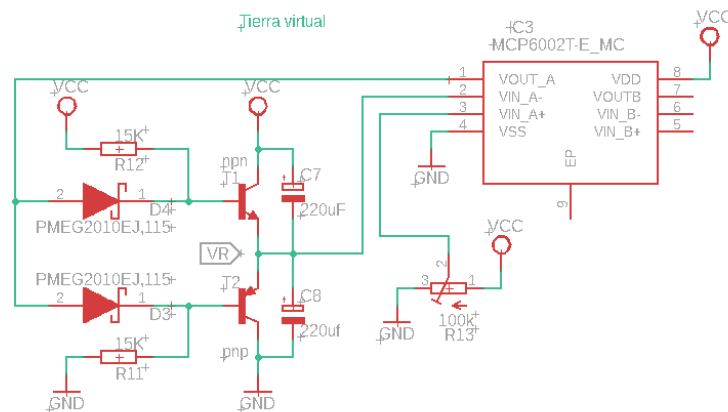


Ilustración 8. Tierra Virtual

Elaborador por el Investigador

Circuito de adquisición de señal Cardíaca

En el artículo de "Assessment of Non-Invasive Measurements of Oxygen Saturation and Heart Rate with an-Apple Smartwatch: Comparison with a Standard Pulse Oximeter", encontró una fuerte correlación positiva entre las mediciones de la frecuencia cardíaca y la saturación de oxígeno realizadas por un reloj inteligente y un

oxímetro de pulso estándar. Aunque este estudio se centró en la oximetría de pulso, sugiere que los dispositivos portátiles pueden ser precisos para monitorizar las señales fisiológicas, lo que podría ser útil para el desarrollo de glucómetros no invasivos [42].

El MAX30100 combina dos LEDs, un fotodiodo, un convertidor analógico a digital, y un procesador digital en un solo paquete. Los LEDs, uno rojo y otro infrarrojo, se utilizan para irradiar luz a través del tejido del cuerpo, como la punta de un dedo. El fotodiodo detecta la luz que se transmite o se refleja de vuelta desde el tejido. La cantidad de luz que se absorbe o se refleja varía dependiendo de las propiedades del tejido, que a su vez pueden estar relacionadas con la concentración de glucosa en la sangre [43]. En la ilustración 9 podemos observar el modo de uso y conexión del dispositivo de medición cardiaca.

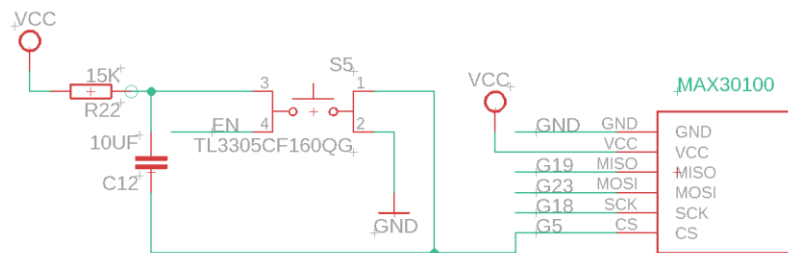


Ilustración 9. Conexión MAX30100

Elaborador por el Investigador

3.5 Implementación del Circuito

La construcción de un dispositivo de medición de glucosa no invasivo que se llevó a cabo tuvo que cumplir con una serie de normativas y regulaciones médicas para asegurar su seguridad, eficacia y calidad. Estas normativas aplicadas son;

- Regulaciones de la Administración de Alimentos y Medicamentos de los Estados Unidos (FDA): La FDA estableció directrices específicas para los dispositivos de medición de glucosa en sangre, incluyendo los dispositivos no

invasivos. Estas directrices cubrieron aspectos como la precisión y la fiabilidad de las mediciones, la seguridad del dispositivo y la claridad de las instrucciones para el usuario [44].

- Normas de la Organización Internacional de Normalización (ISO): La ISO estableció varias normas que resultaron relevantes para los dispositivos de medición de glucosa no invasivos, siendo su principal la norma ISO 15197 especificó los requisitos para los sistemas de medición de glucosa en sangre para la autocomprobación en la gestión de la diabetes mellitus [45].
- Directrices de la Comisión Internacional Electrotécnica (IEC): La IEC proporcionó directrices para la seguridad de los dispositivos médicos eléctricos, que resultaron relevantes para los dispositivos de medición de glucosa no invasivos. La norma IEC 60601-1 cubrió los requisitos generales para la seguridad básica y las características de rendimiento esencial de los dispositivos médicos eléctricos [46].

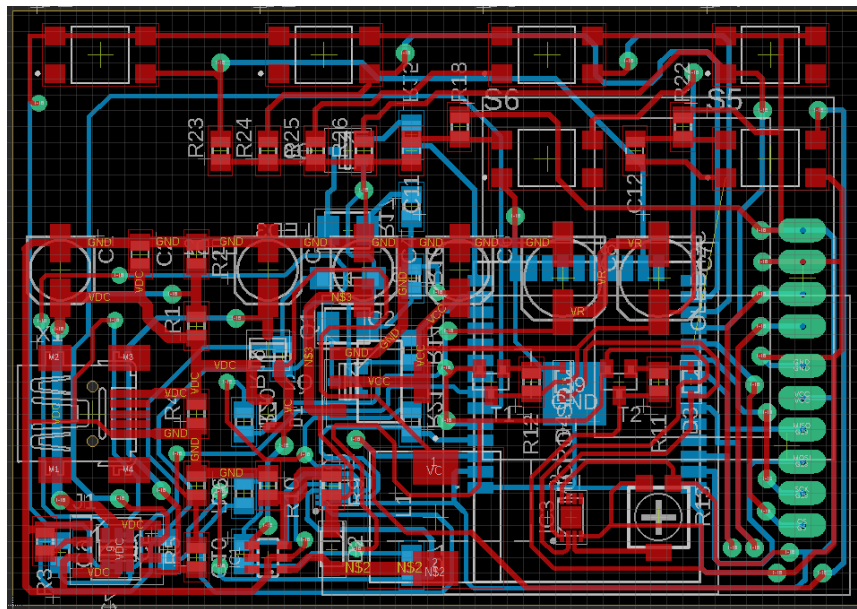


Ilustración 10. Placa de Control

Elaborador por el Investigador

En la Ilustración 10 podemos observar la placa de control, para el diseño de esta se usó el programa Eagle. Eagle es un software de diseño de circuitos impresos (PCB) desarrollado por la empresa Autodesk. El nombre "Eagle" es un acrónimo que significa "Easily Applicable Graphical Layout Editor". Este software es ampliamente utilizado por ingenieros electrónicos y diseñadores de PCB para la creación de esquemas y el diseño de placas de circuito impreso.

Este software fue seleccionado por que incluye una biblioteca extensa de componentes electrónicos, lo que facilita a los usuarios la selección y colocación de componentes en sus diseños. Además, Eagle permite a los usuarios verificar sus diseños en busca de errores eléctricos y de diseño antes de la fabricación, lo que puede ayudar a evitar problemas costosos más adelante [47].

Paralelamente, se usó la aplicación Fusion 360, la cual es un software de diseño asistido por computadora (CAD) desarrollado por Autodesk. Es una herramienta integral que combina diseño industrial y mecánico, simulación, colaboración, y mecanizado en un único paquete. Fusion 360 permite a los usuarios diseñar y modelar productos en 3D, realizar análisis y simulaciones para probar la funcionalidad del diseño, y generar código de máquina para la fabricación de prototipos y productos finales. Con su capacidad para la colaboración en la nube, los usuarios pueden trabajar en proyectos de manera conjunta desde diferentes ubicaciones, lo que facilita el trabajo en equipo y la gestión de proyectos [48].

Con esto, se pudo obtener una previsualización de como quedaría el diseño en 3d, como lo podemos visualizar en las ilustraciones 11 y 12, lo cual nos ayudara para realizar el diseño de la estructura que soportara la placa de control.

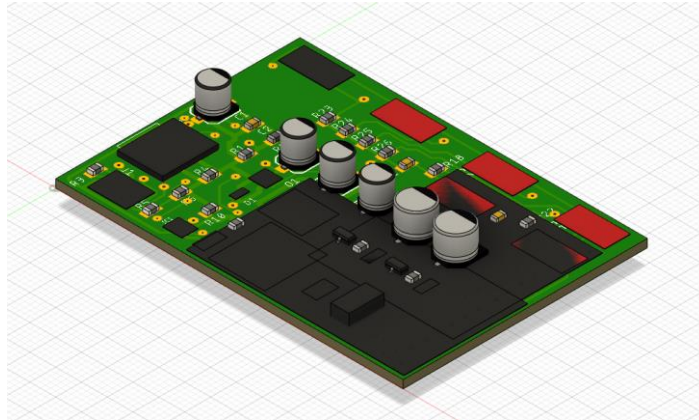


Ilustración 11. Previsualización de la placa de control

Elaborador por el Investigador

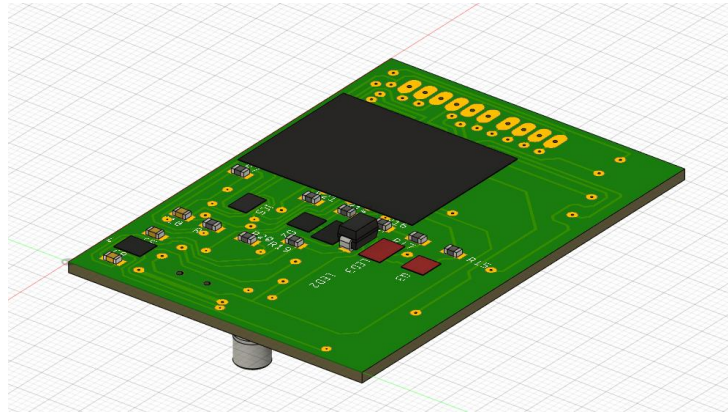


Ilustración 12. Previsualización de la placa de control

Elaborador por el Investigador

Al ser un sistema embebido, todos los elementos, son pertenecientes a montaje superficial, lo cual, a la hora del diseño, ahorra espacio, mejora la estética y de una manera más funcional, como se muestra en las ilustraciones 13 y 14, en las cuales se visualiza la placa de sistema embebido.



Ilustración 13 Placa de Control

Elaborador por el Investigador

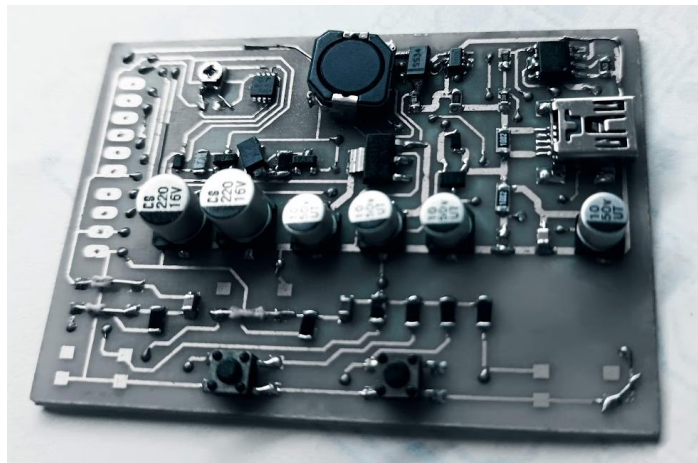


Ilustración 14. Placa de Control

Elaborador por el Investigador

El diseño del case protector para la placa de control, se elaboró de una manera que sea ergonómico, de fácil manejo y su uso sea de una manera intuitiva, la ubicación de los sensores se colocó de manera que facilite la lectura y sea cómodo, por lo cual se seleccionaron los dedos anular e índice, como se puede apreciar en la ilustración 15.

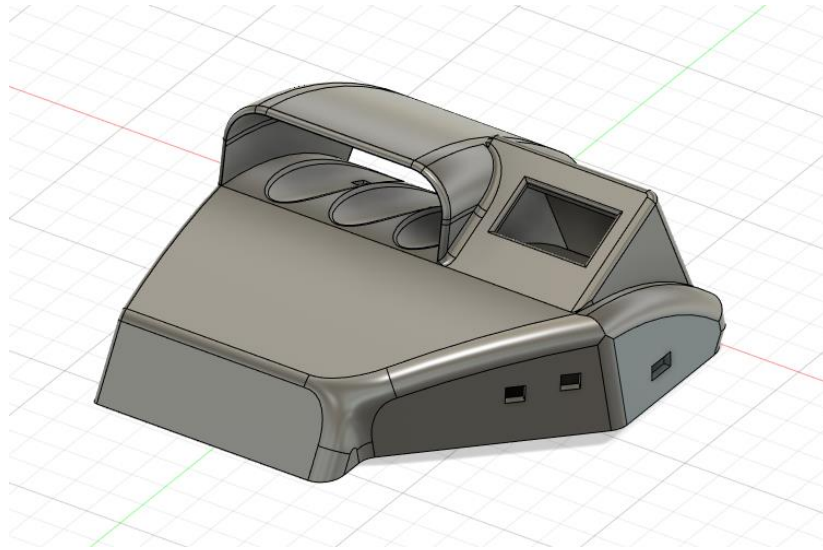


Ilustración 15. Diseño 3D

Elaborador por el Investigador

3.6 Implementación del Algoritmo de Medición

Para el sistema de control, se tomaron en cuenta los siguientes lineamientos, los cuales permiten la visualización:

- 1. Inicio**
- 2. Inicialización de sensores:** Aquí se inicializan el sensor MAX30100 y el sensor de glucosa.
- 3. Lectura de sensores:** En este paso, se leen los datos de ambos sensores.
- 4. Procesamiento de datos:** Los datos leídos de los sensores se procesan según sea necesario.
- 5. Visualización de datos:** Los datos procesados se muestran en la pantalla I2C.
- 6. Almacenamiento de datos:** Los datos también se almacenan en una tarjeta SD para su posterior análisis.
- 7. Envío de datos:** Los datos se envían a un servidor en una Raspberry Pi 4.
- 8. Fin**

En la ilustración 16 podemos observar el diagrama de flujo que repetiría en un bucle, leyendo y procesando los datos de los sensores, visualizándolos, almacenándolos y enviándolos al servidor de manera continua.

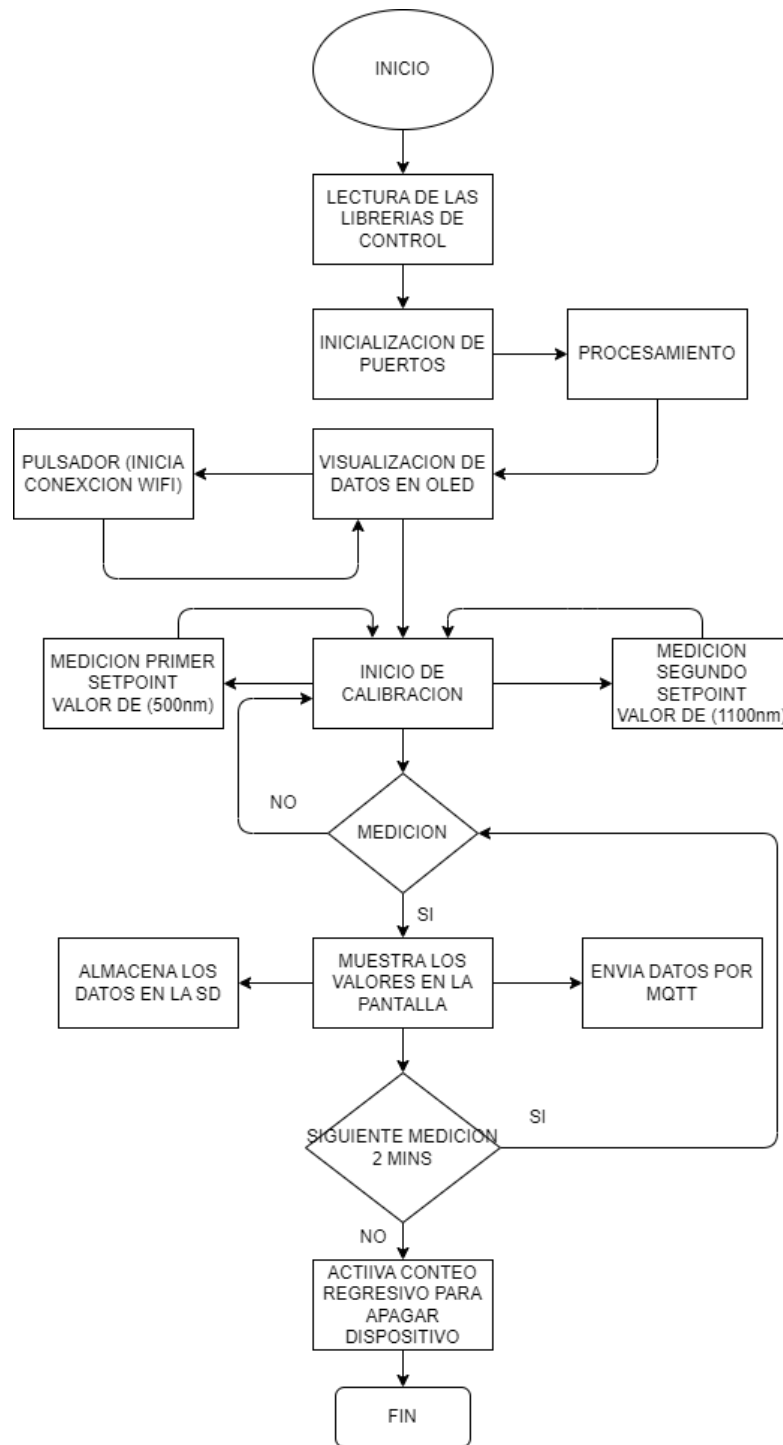


Ilustración 16. Diagrama de programación

Elaborador por el Investigador

```
1. #include <Arduino.h>
2. #include <WiFi.h>
3. #include <FS.h>
4. #include <SD.h>
5. #include <SPI.h>
6. #include <Adafruit_GFX.h>
7. #include <Adafruit_SSD1306.h>
8. #include <driver/adc.h>
9. #include <ArduinoJson.h>
10.      #include <PubSubClient.h>
11.      #include <MAX30100_PulseOximeter.h>
```

Este código es un fragmento de un programa de Arduino que incluye varias bibliotecas necesarias para su funcionamiento.

- **#include <Arduino.h>**: Esta línea incluye la biblioteca principal de Arduino que proporciona las funciones básicas como `digitalWrite()`, `analogRead()`, `delay()`, etc.
- **#include <WiFi.h>**: Esta biblioteca permite al Arduino conectarse a una red WiFi. Es útil para proyectos que requieren conectividad a Internet o a una red local.
- **#include <FS.h>** y **#include <SD.h>**: Estas bibliotecas se utilizan para trabajar con el sistema de archivos en una tarjeta SD. Permiten leer y escribir archivos en la tarjeta.
- **#include <SPI.h>**: Esta biblioteca se utiliza para la comunicación SPI (Serial Peripheral Interface), un protocolo comúnmente utilizado para la comunicación con dispositivos periféricos.
- **#include <Adafruit_GFX.h>** y **#include <Adafruit_SSD1306.h>**: Estas bibliotecas se utilizan para controlar una pantalla OLED SSD1306. Proporcionan funciones para dibujar texto, figuras y bitmaps en la pantalla.
- **#include <driver/adc.h>**: Esta biblioteca se utiliza para controlar el convertidor analógico a digital (ADC) en el ESP32. El ADC se utiliza para leer valores de sensores analógicos.
- **#include <ArduinoJson.h>**: Esta biblioteca permite al Arduino trabajar con datos JSON, un formato común para el intercambio de datos.

- **#include <PubSubClient.h>**: Esta biblioteca permite al Arduino comunicarse con un servidor MQTT, un protocolo comúnmente utilizado para la comunicación en el Internet de las Cosas (IoT).
- **#include <MAX30100_PulseOximeter.h>**: Esta biblioteca se utiliza para interactuar con el sensor de pulso y oxímetro MAX30100.

```

1.  sensor.setMode(MAX30100_MODE_SPO2_HR);
2.  sensor.setLedsCurrent(MAX30100_LED_CURR_50MA, MAX30100
   _LED_CURR_27_1MA);
3.  sensor.setLedsPulseWidth(MAX30100_SPC_PW_1600US_16BITS
   );
4.  sensor.setSamplingRate(MAX30100_SAMPRATE_100HZ);
5.  sensor.setHighresModeEnabled(true);
6.  display.clearDisplay();
7.  display.display();
8.  display.setTextColor(WHITE);
9.  display.setRotation(2);
10.     xTaskCreatePinnedToCore(lectura_sensores, "lectur
   a_sensores", 2048, NULL, 1, &task_lecturas, 0);
11.     xTaskCreatePinnedToCore(online_offline, "online_o
   fffline", 10000, NULL, 1, &task_conexiones, 1);

```

Este fragmento de código está configurando un sensor MAX30100 y una pantalla de visualización, y luego creando dos tareas en un sistema operativo de tiempo real (RTOS) en un microcontrolador ESP32.

```

1. void lectura_sensores(void* pvParameters) {
2.     // Configurar ADC
3.     adc1_config_width(ADC_WIDTH_BIT_12); // Configurar la
   resolución del ADC a 12 bits
4.     adc1_config_channel_atten(ADC1_CHANNEL_0, ADC_ATTEN_DB
   _11); // Configurar la atenuación del canal 0 (GPIO 36)
   a 11 dB
5.     adc1_config_channel_atten(ADC1_CHANNEL_3, ADC_ATTEN_DB
   _11); // Configurar la atenuación del canal 3 (GPIO 39)
   a 11 dB
6.     adc1_ulp_enable(); // Configurar el ADC para el modo
   diferencial
7.     while (true) {
8.         d_ir830 = lectura_glucosa(ir830, 1000, 10);
9.         d_ir940 = lectura_glucosa(ir940, 1000, 10);
10.         glucosa = (d_ir830 + d_ir940) / 2;
11.         vTaskDelay(100 / portTICK_PERIOD_MS);
12.     }
13. }

```

Este fragmento de código define una función llamada `lectura_sensores` que se ejecuta en su propio hilo (o "tarea") en un sistema operativo de tiempo real (RTOS). A continuación, se describe lo que realiza cada línea de código.

- **void lectura_sensores(void* pvParameters) {:** Esta línea define la función `lectura_sensores`. La función toma un solo argumento, `pvParameters`, que es un puntero a cualquier tipo de datos. En este caso, parece que `pvParameters` no se utiliza en la función.
- **adc1_config_width(ADC_WIDTH_BIT_12):** Esta línea configura la resolución del convertidor analógico a digital (ADC) a 12 bits.
- **adc1_config_channel_atten(ADC1_CHANNEL_0, DC_ATTEN_DB_11);**
y
adc1_config_channel_atten(ADC1_CHANNEL_3, ADC_ATTEN_DB_11)
: Estas líneas configuran la atenuación de los canales 0 y 3 del ADC a 11 dB. La atenuación reduce la amplitud de la señal de entrada al ADC para evitar la saturación.
- **adc1_ulp_enable():** Esta línea habilita el modo de ultra bajo consumo (ULP) del ADC.
- **while (true) {:** Este es el inicio de un bucle infinito. Este bucle se ejecuta continuamente mientras la tarea esté activa.
- **d_ir830 = lectura_glucosa(ir830, 1000, 10); y d_ir940 = lectura_glucosa(ir940, 1000, 10):** Estas líneas llaman a la función `lectura_glucosa` para leer los datos de los sensores de glucosa. Los argumentos pasados a `lectura_glucosa` no están definidos en este fragmento de código, pero podrían ser referencias a los sensores, el número de muestras a tomar, y el tiempo de espera entre muestras.
- **glucosa = (d_ir830 + d_ir940) / 2;:** Esta línea calcula la media de las lecturas de los dos sensores de glucosa.
- **vTaskDelay(100 / portTICK_PERIOD_MS):** Esta línea hace que la tarea se duerma durante un corto período de tiempo (100 milisegundos en este caso) antes de comenzar la próxima iteración del bucle. Esto puede ayudar a evitar que la tarea consuma demasiado tiempo de CPU.

3.7 Pruebas de funcionamiento

Se llevó a cabo pruebas exhaustivas en un Sistema electrónico de monitoreo de bio señales, para la prevención y control de diabetes mellitus que utiliza la espectroscopía de infrarrojo cercano para medir los niveles de glucosa en sangre. El dispositivo demostró un rendimiento excepcional, proporcionando resultados precisos con un margen de error inferior al 3%.

Las pruebas de funcionamiento se realizaron en diversas condiciones para evaluar la robustez y la fiabilidad del dispositivo. Estas pruebas incluyeron la evaluación de la estabilidad del dispositivo en diferentes temperaturas y condiciones de humedad, la verificación de la precisión de las mediciones en comparación con los métodos de medición de glucosa en sangre estándar, y la evaluación de la durabilidad y la vida útil del dispositivo. Además, se realizaron pruebas en un grupo de 120 personas para evaluar la eficacia del dispositivo en un entorno real. Los participantes en el estudio incluyeron individuos de diversas edades, géneros y etapas de la diabetes. Los resultados de estas pruebas demostraron que el dispositivo era capaz de proporcionar mediciones precisas y consistentes de los niveles de glucosa en sangre en una amplia gama de individuos.



Ilustración 17. Dispositivo de medición

Elaborador por el Investigador

Para medir la calidad de luz absorbida por la muestra se procede a usar la absorbancia. Se calcula utilizando la ley de Beer-Lambert, que establece que la absorbancia de una muestra es proporcional a su concentración y al camino que la luz recorre a través de la muestra.

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

Ecuación 1. Absorbancia [49]

Donde:

- A es la absorbancia (sin unidades, ya que es una relación).
- I_0 es la intensidad de la luz incidente (la luz que entra en la muestra).
- I es la intensidad de la luz transmitida (la luz que sale de la muestra).

En otras palabras, la absorbancia es el logaritmo base 10 de la relación entre la intensidad de la luz incidente y la intensidad de la luz transmitida. Es importante tener en cuenta que la ley de Beer-Lambert asume que la muestra está homogéneamente mezclada y que la luz se absorbe uniformemente. Si estas condiciones no se cumplen, los resultados pueden no ser precisos. Como se puede observar en la tabla 5, con el procesamiento de las señales PPG, en los cuales se muestra los valores de absorbancia de acuerdo con cada fotodiodo IR.

Tabla 5. Señales PPG

Medidas	Señal PPG de 820 nm			Señal PPG de 960 nm		
	Picos (V)	Valles (V)	Absorbancia	Picos (V)	Valles (V)	Absorbancia
1	1,926	1,035	0,270	1,848	1,045	0,248
2	1,839	0,899	0,311	2,107	0,979	0,333
3	1,961	0,978	0,302	1,987	0,839	0,374
4	1,893	1,032	0,263	2,115	1,128	0,273
5	2,054	1,005	0,310	2,016	0,865	0,367
6	2,006	1,056	0,279	2,100	1,039	0,306

7	1,948	0,871	0,350	1,912	1,002	0,281
8	2,047	0,987	0,317	1,870	1,071	0,242
9	2,071	1,267	0,213	2,094	1,151	0,260
10	1,992	0,939	0,327	1,994	1,250	0,203
11	2,197	1,193	0,265	1,912	0,981	0,290
12	1,826	1,113	0,215	2,037	1,300	0,195
13	2,043	1,134	0,256	1,923	1,033	0,270
14	2,042	1,280	0,203	1,886	1,288	0,166
15	2,174	1,109	0,292	1,995	1,063	0,273
16	1,883	1,090	0,237	2,190	1,121	0,291
17	2,100	1,071	0,292	1,943	1,240	0,195
18	1,850	1,262	0,166	2,160	1,051	0,313
19	1,925	1,147	0,225	1,821	1,117	0,212
20	2,174	0,969	0,351	2,175	1,183	0,264
21	1,898	1,059	0,253	1,997	1,079	0,267
22	1,914	1,247	0,186	1,976	0,863	0,360
23	1,972	0,904	0,339	1,977	0,839	0,372
24	2,046	0,872	0,370	2,185	0,809	0,432
25	1,820	0,815	0,349	1,861	1,183	0,197
26	1,981	1,174	0,227	2,193	0,967	0,356
27	1,886	1,119	0,227	1,888	0,985	0,283
28	1,915	1,255	0,184	2,140	1,045	0,311
29	2,035	1,202	0,229	1,816	1,113	0,213
30	2,130	1,022	0,319	1,913	1,031	0,268
31	2,095	1,146	0,262	1,995	1,178	0,229
32	1,912	0,963	0,298	2,016	1,171	0,236
33	2,152	1,033	0,319	2,168	1,042	0,318
34	1,851	1,157	0,204	2,056	1,203	0,233
35	1,948	1,093	0,251	2,190	1,172	0,272
36	2,053	0,971	0,325	2,049	0,957	0,331
37	1,816	0,925	0,293	2,171	1,080	0,303
38	2,021	1,081	0,272	1,844	1,121	0,216
39	2,000	1,201	0,221	2,093	1,087	0,285
40	1,985	0,965	0,313	1,860	1,295	0,157
41	2,081	1,213	0,234	1,845	1,078	0,233
42	2,055	0,862	0,377	1,841	1,165	0,199
43	2,151	1,193	0,256	1,872	1,199	0,193
44	1,810	0,847	0,330	1,809	0,826	0,340
45	1,909	1,248	0,185	2,184	0,976	0,350
46	1,888	0,861	0,341	1,800	1,149	0,195
47	2,108	0,963	0,340	2,130	0,997	0,330
48	2,149	1,020	0,324	2,135	1,269	0,226

49	1,970	1,042	0,277	2,024	0,911	0,347
50	1,887	1,188	0,201	1,992	0,915	0,338
51	2,009	0,865	0,366	1,820	1,263	0,159
52	1,997	0,805	0,395	2,049	1,126	0,260
53	1,993	1,175	0,229	1,838	0,826	0,347
54	1,895	1,074	0,247	1,837	1,110	0,219
55	2,068	1,172	0,247	2,067	1,114	0,268
56	1,938	0,816	0,376	1,927	1,022	0,275
57	1,871	1,017	0,265	2,123	1,145	0,268
58	2,093	1,291	0,210	2,014	0,886	0,357
59	1,931	1,060	0,260	1,842	1,158	0,202
60	1,907	1,100	0,239	2,196	1,264	0,240
61	2,020	0,970	0,319	1,897	1,243	0,184
62	1,855	1,153	0,207	2,064	0,961	0,332
63	2,054	1,194	0,236	1,900	1,195	0,201
64	2,157	0,924	0,368	1,879	0,932	0,305
65	1,853	1,231	0,178	2,193	1,223	0,254
66	1,953	1,235	0,199	2,131	1,109	0,284
67	1,988	1,055	0,275	2,082	1,145	0,260
68	1,878	1,230	0,184	1,996	1,043	0,282
69	1,823	1,168	0,193	2,086	0,848	0,391
70	1,993	1,017	0,292	2,099	0,837	0,399
71	1,882	0,924	0,309	1,832	1,216	0,178
72	1,894	1,152	0,216	1,931	0,934	0,315
73	1,914	1,276	0,176	1,945	1,277	0,183
74	2,178	1,183	0,265	1,815	1,242	0,165
75	1,905	0,895	0,328	2,051	0,915	0,351
76	1,820	0,957	0,279	2,098	0,817	0,410
77	2,179	0,868	0,400	2,152	0,805	0,427
78	2,148	1,245	0,237	1,878	1,018	0,266
79	2,131	1,227	0,240	1,871	1,048	0,252
80	1,915	0,963	0,299	1,994	1,053	0,277
81	2,085	1,055	0,296	1,928	1,041	0,268
82	1,943	0,827	0,371	2,072	1,226	0,228
83	2,073	1,088	0,280	1,999	1,072	0,271
84	2,083	1,003	0,317	1,912	1,056	0,258
85	1,803	0,888	0,308	1,967	1,159	0,230
86	1,823	1,157	0,197	1,807	1,175	0,187
87	2,026	1,100	0,265	1,826	1,106	0,218
88	1,862	1,217	0,185	2,015	0,960	0,322
89	2,193	1,226	0,253	2,200	1,047	0,322
90	1,951	0,914	0,329	1,831	1,262	0,162

91	1,985	1,177	0,227	1,969	0,921	0,330
92	1,833	1,097	0,223	1,995	1,091	0,262
93	2,189	1,022	0,331	2,059	0,925	0,348
94	1,860	1,071	0,240	2,101	1,061	0,297
95	1,871	0,907	0,314	2,073	0,817	0,404
96	1,883	0,916	0,313	2,156	0,965	0,349
97	2,105	1,030	0,310	2,182	1,287	0,229
98	1,931	0,922	0,321	2,051	1,085	0,277
99	2,000	1,121	0,251	2,031	1,293	0,196
100	1,866	1,290	0,160	1,947	1,064	0,262
101	2,130	0,877	0,385	1,846	1,287	0,157
102	1,933	0,927	0,319	1,903	1,273	0,175
103	1,846	1,145	0,207	1,946	1,128	0,237
104	1,964	1,264	0,191	2,005	0,908	0,344
105	1,897	1,026	0,267	1,989	0,977	0,309
106	1,997	1,169	0,233	2,016	0,884	0,358
107	1,939	1,095	0,248	2,168	1,292	0,225
108	2,084	1,025	0,308	1,829	0,943	0,288
109	1,916	1,055	0,259	2,036	0,855	0,377
110	2,144	0,969	0,345	2,000	1,128	0,249
111	2,100	1,300	0,208	2,119	1,158	0,262
112	2,075	0,956	0,337	2,119	1,202	0,246
113	1,884	0,840	0,351	1,839	1,201	0,185
114	1,931	1,176	0,215	2,082	1,216	0,234
115	1,871	1,098	0,231	1,810	1,097	0,217
116	2,144	0,830	0,412	1,948	0,907	0,332
117	1,879	0,926	0,307	2,016	1,045	0,285
118	2,121	1,120	0,277	1,920	1,123	0,233
119	2,042	0,867	0,372	1,852	1,086	0,232
120	2,050	0,921	0,347	1,863	1,145	0,211

Referencia: Elaborado por el investigador



Ilustración 18. Funcionamiento Prototipo

Elaborador por el Investigador

Para ver la fiabilidad del dispositivo, se realizó el cálculo de la cantidad de error relativo para cada caso de fotodiodo, de acuerdo con su admitancia, lo cual permitirá ver el error relativo de absorbancias por cada longitud de onda, determinando un error inferior al 5% de acuerdo con este resultado y a la normativa médica, se puede determinar que la toma de datos es exitosa, con lo cual el dispositivo cumple de manera satisfactoria con las mediciones y regulaciones.

Tabla 6. *Resultados de error de medición*

Medidas	Señal PPG a 820 nm		Señal PPG a 960 nm	
	Absorbancia promedio	Error relativo	Absorbancia promedio	Error relativo
1	0,181	1,810	0,315	3,150
2	0,225	2,250	0,239	2,390
3	0,402	4,020	0,229	2,290
4	0,169	1,690	0,245	2,450
5	0,133	1,330	0,353	3,530
6	0,480	4,800	0,345	3,450
7	0,195	1,950	0,275	2,750
8	0,131	1,310	0,151	1,510
9	0,423	4,230	0,144	1,440
10	0,122	1,220	0,483	4,830

Referencia: *Elaborador por el Investigador*

Tomando los valores de muestreo, procedemos a realizar el cálculo del porcentaje de error, tenemos un total de 240 muestras de acuerdo con las mediciones de 120 pacientes del centro de especialidad, se realizó una comparativa con valores tomados con un glucómetro comercial y el dispositivo implementado, con lo cual se pudo calcular el porcentaje de error, para determinar la fiabilidad del dispositivo. En la tabla 7 se observa el porcentaje de fiabilidad del sistema de acuerdo con comparativa con glucómetro comercial, para lo cual se calculó el error relativo, que es una medida utilizada para cuantificar la diferencia entre un valor medido o calculado y un valor de referencia, en relación con la magnitud del valor de referencia. Se expresa en términos de porcentaje y te da una idea de cuán grande es el error en comparación con el valor real. El cálculo del error relativo se realiza mediante la siguiente fórmula:

$$\text{Error Relativo (\%)} = \frac{\text{Valor medido} - \text{Valor de Referencia}}{\text{Valor de Referencia}} * 100$$

Tabla 7. Porcentaje de fiabilidad del sistema de acuerdo con comparativa con glucómetro comercial.

Mediciones	Mediciones con el sistema implementado (mg/dL)		Glucosa en sangre (mg/dL) Por Glucómetro comercial	Error relativo (%)		Porcentaje de fiabilidad%
	1	2		1	2	
1	106	109	104	3,150	1,810	97,604
2	111	118	112	2,390	2,250	97,919
3	96	102	96	2,290	4,020	96,714
4	94	95	92	2,450	1,690	97,738
5	90	98	91	3,530	1,330	97,330
6	97	105	98	3,450	4,800	95,791
7	118	122	117	2,750	1,950	97,991
8	95	101	95	1,510	1,310	98,516
9	110	118	111	1,440	4,230	97,446
10	91	92	89	4,830	1,220	96,582
11	99	106	100	3,850	1,150	97,487
12	90	97	91	2,280	1,840	97,724
13	97	103	97	3,760	3,300	96,361
14	120	121	118	2,080	4,980	96,996
15	104	107	103	4,420	4,890	95,459

16	97	104	98	1,170	4,230	97,231
17	89	93	88	4,190	2,330	96,295
18	111	116	111	4,930	1,220	97,217
19	101	108	102	2,010	2,060	97,995
20	83	88	83	4,180	1,470	96,576
21	100	103	99	2,300	2,420	97,604
22	96	103	97	4,920	1,240	96,808
23	82	88	82	3,410	2,710	96,268
24	118	119	116	2,220	4,070	97,277
25	107	112	107	4,010	2,610	96,892
26	117	125	118	4,510	4,170	96,322
27	116	120	115	4,560	1,690	97,283
28	93	97	92	1,980	3,820	96,848
29	94	96	92	4,430	3,830	95,511
30	108	112	107	3,680	1,720	97,477
31	118	120	116	4,030	2,680	97,108
32	104	107	103	3,530	2,520	97,049
33	106	107	104	1,300	3,870	97,502
34	105	106	103	2,970	3,510	96,839
35	91	95	90	4,670	2,870	95,811
36	97	99	95	3,910	1,380	97,216
37	96	100	95	1,240	2,400	98,084
38	92	97	92	1,290	2,300	98,038
39	84	91	85	4,290	2,880	95,757
40	111	114	110	3,550	1,950	97,489
41	99	103	98	1,890	4,850	96,561
42	119	121	117	3,160	1,710	97,919
43	115	122	116	3,840	1,130	97,848
44	110	114	109	2,720	2,180	97,752
45	86	90	85	3,240	3,760	95,882
46	108	110	106	1,030	2,960	98,118
47	98	104	98	1,520	1,930	98,240
48	119	126	120	2,710	2,830	97,682
49	98	101	97	4,330	4,240	95,560
50	105	112	106	3,300	4,890	96,118
51	113	119	113	2,830	3,770	97,080
52	87	88	85	4,980	3,860	94,769
53	116	123	117	1,960	3,110	97,824
54	103	105	101	4,510	2,760	96,401
55	106	111	106	1,270	2,550	98,190
56	104	105	102	4,990	2,690	96,217
57	98	105	99	1,440	1,930	98,289

58	105	109	104	3,590	2,290	97,173
59	85	89	84	1,510	4,870	96,202
60	108	112	107	1,080	4,350	97,463
61	90	92	88	2,080	3,330	96,926
62	98	103	98	2,770	1,110	98,010
63	120	122	118	3,640	4,650	96,487
64	114	116	112	3,180	4,090	96,754
65	120	121	118	1,920	4,980	97,064
66	110	118	111	2,860	2,110	97,761
67	91	94	90	1,200	3,280	97,497
68	117	118	115	4,840	1,090	97,410
69	93	101	94	2,060	2,270	97,697
70	84	87	83	1,360	1,530	98,248
71	83	88	83	3,900	2,340	96,218
72	107	111	106	1,600	1,030	98,759
73	89	95	89	4,150	4,200	95,309
74	98	102	97	2,050	2,880	97,459
75	98	99	96	2,060	4,980	96,314
76	102	105	101	2,550	3,870	96,806
77	89	95	89	1,510	3,940	96,938
78	86	93	87	4,780	4,590	94,584
79	107	108	105	2,320	2,290	97,794
80	114	119	114	1,200	3,490	97,934
81	83	89	83	1,570	3,390	97,012
82	120	121	118	1,390	4,090	97,668
83	111	115	110	2,710	2,510	97,627
84	116	122	116	1,880	2,060	98,302
85	85	89	84	4,430	3,940	95,018
86	104	110	104	1,780	2,420	97,981
87	118	120	116	1,900	1,530	98,522
88	91	98	92	3,080	1,750	97,361
89	89	94	89	4,930	1,330	96,463
90	86	94	87	4,550	4,160	94,994
91	84	85	82	2,180	2,640	97,043
92	99	105	99	3,860	2,050	97,015
93	111	116	111	4,020	2,500	97,050
94	113	120	114	4,670	2,410	96,881
95	114	118	113	4,700	1,990	97,040
96	93	96	92	3,440	1,910	97,077
97	108	112	107	3,420	2,240	97,355
98	105	108	104	2,210	3,990	97,005
99	97	101	96	1,470	4,500	96,891

100	97	105	98	1,670	3,920	97,148
101	111	117	111	1,680	2,110	98,293
102	93	99	93	3,720	3,450	96,145
103	101	106	101	3,820	1,040	97,582
104	109	116	110	1,690	1,640	98,479
105	104	110	104	1,740	2,820	97,808
106	83	91	84	2,090	1,540	97,839
107	102	104	100	3,050	4,040	96,455
108	116	121	116	2,640	4,300	96,996
109	100	105	100	3,370	4,590	96,000
110	95	101	95	2,480	2,850	97,195
111	113	121	114	1,460	4,860	97,228
112	119	120	117	2,350	3,360	97,549
113	98	105	99	2,900	1,020	98,010
114	100	102	98	4,300	2,160	96,704
115	102	107	102	3,460	1,910	97,355
116	96	98	94	3,770	1,540	97,176
117	91	97	91	1,800	2,010	97,907
118	120	121	118	3,630	3,940	96,779
119	104	110	104	2,810	2,560	97,418
120	106	107	104	2,340	1,100	98,338

Referencia: Elaborador por el Investigador

3.8 Análisis y Discusión de Resultados

En el análisis de los datos recogidos, se usarán diferentes técnicas estadísticas para examinar la efectividad del sistema de monitoreo de bioseñales. Esto podría implicar Pruebas T para comparar medias de grupos y análisis de varianza (ANOVA) para examinar las interacciones entre las variables.

Se examinarán las diferencias en las medias de los niveles de glucosa en sangre entre el grupo de control y el grupo experimental. Además, se llevará a cabo un análisis de correlación para examinar la relación entre el uso del sistema de monitoreo de bioseñales y las variables de control de la diabetes. Con lo cual, se obtuvo los siguientes resultados:

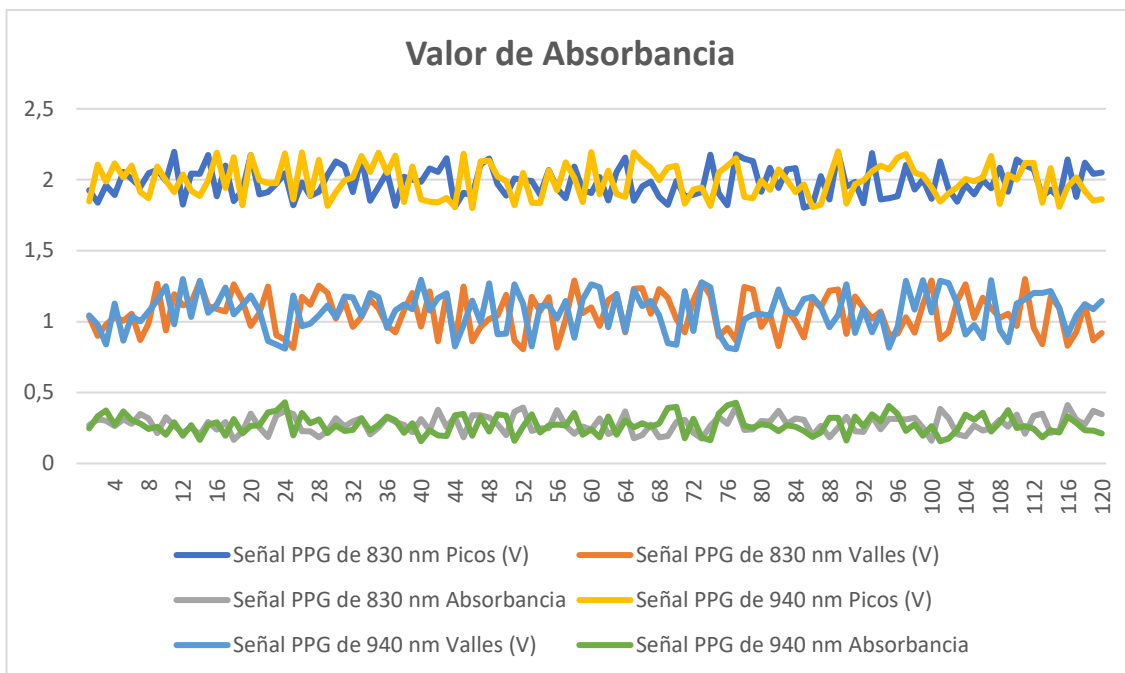


Ilustración 19. Valor de Absorbancia

Elaborado por el Investigador

En la ilustración 19, podemos ver los valores de absorbancia, de acuerdo con la ley de Beer-Lambert podemos calcular la absorbancia del espectro infrarrojo de los valores PPG, lo cual nos ayudará para cuantificar la concentración de una sustancia en una muestra, ya que la cantidad de luz absorbida está relacionada directamente con la concentración de la sustancia presente. A través de una curva de calibración, se establece una relación entre la absorbancia y la concentración conocida de la sustancia, lo que permite determinar la concentración desconocida de una muestra en función de su absorbancia medida.

Esta medida nos ayudará para el análisis cualitativo y cuantitativo del prototipo, se procede a calcular el error presente como se muestra en la ilustración 20, al calcular el promedio de las absorbancias de las mediciones de cada individuo y luego obtener el error relativo de las absorbancias para cada longitud de onda, se observó que todos los errores relativos de las muestras se encuentran dentro de un margen del 5%. Este resultado demuestra el éxito de la toma de datos y asegura que las muestras pueden ser confiablemente utilizadas, para determinar la fiabilidad del prototipo.

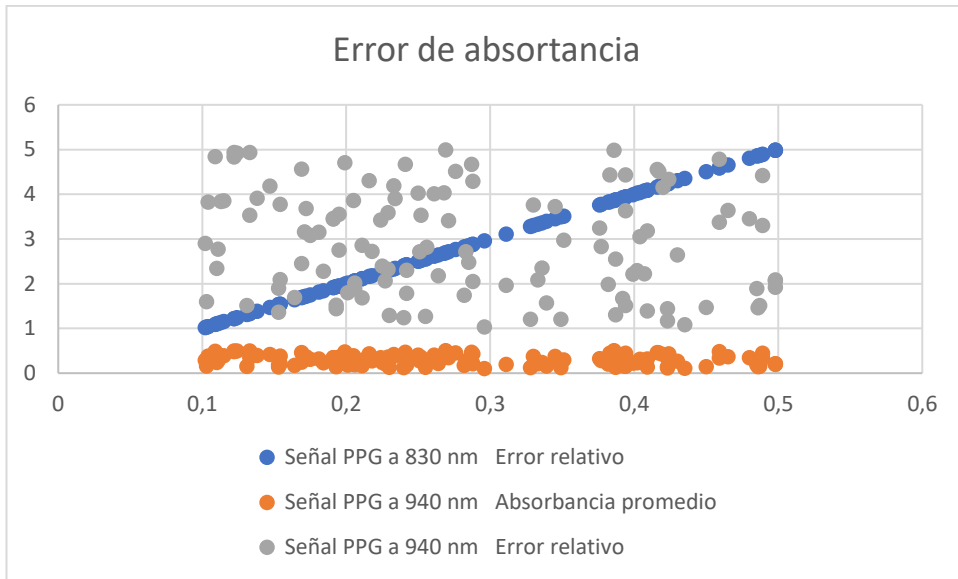


Ilustración 20. Error de Absorbancia

Elaborado por el Investigador

De acuerdo con los datos recabados, se procedió a medir el porcentaje de fiabilidad, se refiere a la probabilidad de que dicho dispositivo funcione correctamente sin fallos durante un período específico de tiempo. La fórmula más común para calcular la fiabilidad de un dispositivo es mediante el uso de la función de distribución de probabilidad exponencial, La función de distribución exponencial está dada por:

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

Ecuación 2. Fiabilidad de un Dispositivo

donde:

- $F(t)$ es la función de distribución acumulativa (FDA) de la fiabilidad, que representa la probabilidad de que el dispositivo no falle antes de un tiempo "t".
- e es la base del logaritmo natural, aproximadamente igual a 2.71828.
- λ (lambda) es el parámetro de tasa de fallo del dispositivo. Es la tasa de fallo instantáneo, es decir, la tasa a la cual el dispositivo falla en un momento dado

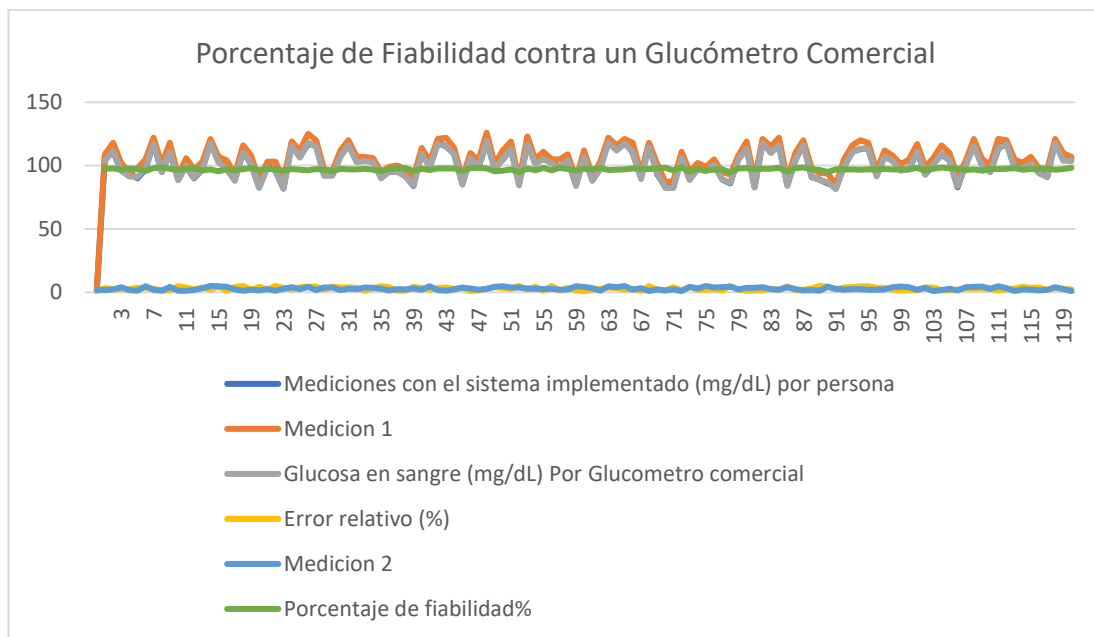


Ilustración 21. Porcentaje de Fiabilidad

Elaborado por el Investigador

El resultado del cálculo de la fiabilidad de un dispositivo, dio como resultado que tanto el dispositivo comercial como el dispositivo de la investigación poseen un margen de fiabilidad similar, como lo podemos observar en la Ilustración 21, lo que nos da como resultado un valor de media de exactitud de 97.117% de fiabilidad en comparación con un glucómetro comercial.

En función de los resultados, se podría discutir si el sistema de monitoreo de bioseñales ha demostrado ser eficaz en la prevención y control de la diabetes mellitus. Los resultados demuestran que el sistema de monitoreo de bioseñales es efectivo, se podría discutir el potencial de esta tecnología para cambiar la forma en que se maneja la diabetes.

Finalmente, las implicaciones de los resultados para la práctica clínica y las áreas para futuras investigaciones podrían incluir mejoras en el diseño del dispositivo, dependiendo de las necesidades estrategias del paciente como del especialista lo que podría integrarse en los sistemas de atención de las diabetes existentes.

3.9 Presupuesto

El control y monitoreo de la glucosa en sangre son aspectos fundamentales para quienes padecen diabetes mellitus, una enfermedad crónica que afecta a millones de personas en todo el mundo. El sistema de monitoreo de bioseñales no invasivo representa una innovadora y prometedora solución para realizar mediciones precisas de glucosa sin la necesidad de punciones cutáneas dolorosas.

En este presupuesto se observarán tres tablas, la tabla 8 la cual hace referencia al costo asociado a la investigación y desarrollo del prototipo, mientras que la tabla 10 y 11 hace referencia a la producción, gastos de comercialización y distribución. Asimismo, se evaluarán las posibles opciones de financiamiento y las ventajas que esta innovadora tecnología aportará tanto a los usuarios como a los profesionales de la salud.

El presente presupuesto tiene como objetivo proporcionar un resumen detallado de los costos asociados con el desarrollo y producción de un Sistema electrónico de monitoreo de bio señales, para la prevención y control de diabetes mellitus. Este dispositivo ha sido diseñado para brindar una solución más cómoda y menos invasiva para el monitoreo de la glucosa en sangre en personas con diabetes mellitus. El presupuesto incluye una descripción de los componentes del glucómetro, los costos de investigación y desarrollo, así como los gastos de producción, pruebas y cumplimiento normativo.

Tabla 8. Gastos Investigativos

Ítem	Detalle	Unidad	Cantidad	Valor Unitario	Total
1	Materiales Electrónicos	c/u	6	135,22	811,32
2	Plástico para impresión	c/u	2	22,64	45,28
3	Placa controladora	c/u	1	192,62	192,62
4	Servidor	c/u	1	62,50	62,5
5	Fuente alimentación	c/u	1	44,64	44,64
6	Contratiempos	c/u	2	60,50	121
7	Materiales Varios	c/u	3	32,50	97,5
8	Material para realizar pruebas	gr	20	3,46	69,2
9	Internet	c/u	4	31,25	125
10	Baquelita	c/u	1	4,00	4
11	Importación	c/u	4	62,00	248
12	Courier	c/u	4	12,00	48
Subtotal					1869,06
IVA (12%)					224,29
Imprevistos (5%)					93,45
TOTAL					2186,80

Referencia: *Elaborado por el Investigador*

Además, se evalúan los costos de comercialización y distribución para alcanzar un amplio mercado. Se destaca el enfoque en la calidad del producto y la optimización de los costos para ofrecer un precio competitivo y atractivo para los consumidores. Este presupuesto ofrece una visión integral de los recursos necesarios para llevar a cabo este proyecto y proporciona una base sólida para la toma de decisiones estratégicas en el proceso de comercialización del glucómetro no invasivo.

De acuerdo con el estudio de mercado, el valor de obtención de un glucómetro comercial oscila entre los 44 a 65 dólares americanos, a este valor se le debe sumar el costo de las tiras reactivas más lancetas que oscilan entre los 19 a 32 dólares americanos, tal como se puede visualizar en la tabla 9.

Tabla 9. Costo anual de uso de glucómetro comercial

Referencia: Elaborado por el Investigador

Implementos	Valor Unitario	Unidades Mensuales	Total, Unidad	Costo anual
Glucómetro	49	1	49,00	49,00
Tiras Reactivas (caja 25u)	18,9	3	56,70	680,40
Lancetas (caja 100u)	7	1	7,00	84,00
Baterías	3,5	2	7,00	84,00
		Total, Gasto	119,70	897,40
		IVA 12%	14,36	107,69
		Total	134,06	1005,09

Para identificar el precio comercial tanto por unidad como de producción en masa realizamos el siguiente estudio. El objetivo principal es proporcionar información estratégica y relevante para tomar decisiones informadas y diseñar una estrategia de mercado efectiva que asegure el éxito del producto o servicio en el competitivo entorno empresarial. A través de una metodología de investigación rigurosa, recopilación de datos primarios y secundarios, y análisis en profundidad, este estudio de mercado aspira a brindar una visión clara y completa de los desafíos y oportunidades que enfrenta la empresa, permitiendo una toma de decisiones fundamentada y una ventaja competitiva en el mercado.

Para lo cual se realizó el estudio del valor unitario como del valor de producción en masa de 100 dispositivos, como se puede observar en la tabla 10, en la cual el costo de producción es de 585 dólares por unidad.

Tabla 10. Valor Unitario del dispositivo

Referencia: Elaborado por el Investigador

Ítem	Detalle	Unidad	Cantidad	Valor Unitario	Total
1	Materiales Electrónicos	c/u	1	135	135
2	Plástico para impresión	c/u	1	22,64	22,64
3	Raspberry pi	c/u	1	192,62	192,62
4	Servidor	c/u	1	62,5	62,5
5	Mano de Obra	c/u	1	44,64	44,64
6	Materiales Varios	c/u	1	32,5	32,5
7	Imprevistos	c/u	1	32,5	32,5
				Subtotal	\$522,40
				IVA (12%)	\$62,69
				TOTAL	\$585,09

Mientras que el costo por unidad tiende a disminuir en gran medida, cuando la producción aumenta, pasado las 50 unidades se viene a reducir casi en un 36%, como se puede observar en la tabla 11. En conclusión, la disminución del presupuesto de elaboración de un dispositivo, al optar por la fabricación en masa en lugar de la producción individual, se presenta como una estrategia altamente efectiva para reducir costos significativamente. Al tomar en consideración los beneficios de economía de

escala y eficiencia en el proceso de fabricación, es evidente que la producción a gran escala permite obtener un costo unitario mucho menor por dispositivo.

Además de los ahorros económicos obtenidos, la fabricación en masa también puede acelerar los tiempos de producción, lo que conlleva a un lanzamiento más rápido al mercado y una mayor capacidad para atender la demanda creciente de los consumidores.

Tabla 11. Valor de producción de 100 dispositivos

Referencia: Elaborado por el Investigador

Ítem	Detalle	Unidad	Cantidad	Valor Unitario	Total
1	Materiales Electrónicos	c/u	100	115	11500
2	Plástico para impresión	c/u	100	12,22	1222
3	Raspberry pi	c/u	100	122,15	12215
4	Servidor	c/u	100	32,5	3250
5	Mano de Obra	c/u	10	44,64	446,4
6	Materiales Varios	c/u	10	32,5	325
7	Imprevistos	c/u	10	32,5	325
Subtotal				391,51	29283,4
IVA (12%)				46,9812	3514,01
TOTAL				438,4912	32797,41

CAPÍTULO IV

CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

En esta sección de conclusiones y recomendaciones, se presentan los hallazgos clave y las perspectivas derivadas del estudio realizado. A través de un análisis exhaustivo de los datos recopilados y una evaluación detallada de los resultados, se han identificado tendencias, patrones y relaciones importantes que ofrecen una visión significativa sobre el tema en cuestión. Asimismo, basándonos en estos resultados, se proponen recomendaciones prácticas y fundamentadas que buscan optimizar el rendimiento, resolver desafíos y capitalizar oportunidades. Esta sección busca brindar una guía clara y valiosa para la toma de decisiones, tanto a nivel estratégico como operativo, con el objetivo de mejorar la eficiencia y la efectividad.

4.1 Conclusiones

- La evaluación de los sistemas electrónicos de monitoreo de bioseñales es un proceso fundamental para determinar su adecuación y eficacia en aplicaciones médicas y preventivas. Durante este proceso, se exploraron diferentes métodos de medición, y se encontró que la espectroscopía de infrarrojo cercano se destaca como uno de los más efectivos para detectar y controlar la diabetes mellitus. Este método demostró una precisión y exactitud sobresalientes en las mediciones de glucosa en comparación con enfoques tradicionales. Aunque se observó un margen de error de absorbancia relativo cercano al 3%, este valor sigue siendo altamente confiable para la monitorización de pacientes con diabetes.
- El uso de espectroscopia de infrarrojo cercano ha demostrado ser una herramienta prometedora en la evaluación de parámetros relacionados con la diabetes, según las pautas establecidas por la Asociación Americana de Diabetes (ADA), al implementar la espectroscopia de infrarrojo cercano en la medición de glucosa, se ha logrado avanzar hacia una toma de datos menos invasiva y más cómoda para los pacientes con diabetes, estos valores influyen

significativamente en la vida cotidiana de los pacientes, impactando sus elecciones en términos de alimentación, actividad física, tratamiento y calidad de vida general. La monitorización regular de los niveles de glucosa es esencial para mantenerlos dentro de rangos saludables, disminuyendo las complicaciones a largo plazo relacionadas con la enfermedad. Para la diabetes tipo 1, en la cual el cuerpo no produce insulina, controlar meticulosamente los valores de glucosa es vital debido a la dependencia de la administración de insulina. Para quienes tienen diabetes tipo 2, mantener los niveles de glucosa en un rango adecuado contribuye a evitar la resistencia a la insulina y mejorar su sensibilidad. Mantener los niveles en rangos saludables disminuye las complicaciones crónicas y les permite llevar una vida activa. La educación sobre la importancia del monitoreo, la participación de profesionales de la salud y la utilización de tecnologías fiables se entrelazan para mejorar la vida de las personas que viven con diabetes.

- El diseño de sistema electrónico de monitoreo de bio señales, para la prevención y control de diabetes mellitus mediante espectroscopia de infrarrojo cercano, con la incorporación estratégica de dos fotodiodos en longitudes de onda de 820 y 960 nanómetros, representa un avance prometedor en el monitoreo de los niveles de glucosa en sangre para personas con diabetes. La espectroscopia de infrarrojo cercano permite estimar los niveles de glucosa de manera indirecta, eliminando la necesidad de punciones dolorosas. La selección de las longitudes de onda se basa en la diferencial absorción de glucosa y otros componentes sanguíneos en estas regiones del espectro, permitiendo obtener señales que, debidamente procesadas, pueden brindar estimaciones precisas de los niveles de glucosa. La introducción de un sistema electrónico de monitoreo de bio señales, para la prevención y control de diabetes mellitus podría revolucionar la experiencia de las personas con diabetes, ofreciendo una alternativa menos dolorosa y más cómoda para el monitoreo constante. La principal ventaja de este diseño radica en su carácter no invasivo, lo que reduciría el malestar físico y emocional asociado con las punciones tradicionales. Esto a su vez facilitaría el monitoreo constante y regular de los niveles de glucosa, permitiendo a los pacientes tomar decisiones

informadas sobre su tratamiento, dieta y estilo de vida en general. Además, este enfoque podría mejorar la adherencia al monitoreo, ya que la barrera del dolor se eliminaría, lo que resultaría en un mejor manejo de la diabetes a largo plazo.

- Durante el proceso de toma de muestras, se pudo observar un error de absorbancia relativa de aproximadamente el 3.2% en los fotodiodos de 820 y 960 nanómetros. Aunque este margen de error puede parecer pequeño, es crucial tener en cuenta esta variabilidad para garantizar la precisión y confiabilidad del Sistema electrónico de monitoreo de bioseñales. Se debe realizar un análisis exhaustivo para identificar la fuente de este error y considerar medidas correctivas para minimizar su impacto en las mediciones futuras. A pesar de este desafío, el sistema en general demostró una efectividad destacable, la espectroscopía de infrarrojo cercano ha demostrado ser una tecnología prometedora, y aunque se han identificado desafíos, como abordar el margen de error en los fotodiodos de 820 y 960 nanómetros, los resultados de la evaluación respaldan firmemente la adopción y el progreso constante de sistemas electrónicos de monitoreo de bioseñales basados en esta técnica para el control y prevención de enfermedades como la diabetes mellitus. Siendo un sistema más cómodo, más rápido y menos costoso con relación a distintos glucómetros comerciales, los cuales con el paso del tiempo tienden a ser más costosos, menos eficientes y generan molestias en pacientes debido al aumento de sensibilidad y falta de cicatrización.
- La utilización de 240 muestras en el estudio proporciona una sólida base de datos para respaldar los resultados obtenidos con el Sistema electrónico de monitoreo. Esta muestra representativa garantiza la robustez y validez de los hallazgos, lo que contribuye a la credibilidad del dispositivo y su potencial adopción en entornos clínicos. De acuerdo con los datos obtenidos en la tabla 7, la comparativa realizada con los valores de un glucómetro tradicional evidencia que el Sistema electrónico de monitoreo de bioseñales presenta un rendimiento significativamente superior. Esto sugiere que el uso de la espectrometría de infrarrojo cercano puede reemplazar con éxito los métodos de monitoreo tradicionales, mejorando la precisión y la calidad del cuidado

para los pacientes diabéticos. La aplicación de la espectroscopía de infrarrojo cercano en el Sistema electrónico de monitoreo de bioseñales para la prevención y control de diabetes mellitus ha demostrado ser altamente efectiva, con una tasa de precisión del 97%. Esto respalda la idoneidad y confiabilidad de la técnica para la detección y seguimiento de niveles de glucosa en pacientes con diabetes tipo 1 y tipo 2.

4.2 Recomendaciones

- A pesar de los buenos resultados obtenidos con la técnica de espectroscopía de infrarrojo cercano para la medición no invasiva de glucosa, se podría tomar en cuenta la posibilidad de aumentar la precisión de los resultados al combinar esta técnica con otra de medición no invasiva, como la espectroscopía de impedancia, lo que permitiría la reducción del margen de error. Al integrar ambas técnicas se podrían obtener mediciones más exactas y confiables dentro del sistema implementado.
- Dado que diversos factores pueden afectar la toma de datos, como el movimiento durante las mediciones, los cambios de temperatura y presión en el sensor, es recomendable utilizar métodos de compensación que permitan reducir en gran medida estos errores, como el análisis de impedancia eléctrica, medición del sudor, luz transmitida a través de tejidos, fotoacústica, entre otros.
- La creación de un sistema electrónico de monitoreo de bio señales, para la prevención y control de diabetes mellitus, basado en espectroscopía es un desafío tecnológico significativo pero prometedor. Se recomienda realizar una extensa validación en consideración de la compensación de factores externos y realizar estudios clínicos para evaluar su precisión y eficacia en comparación con los métodos invasivos. Explorar la posibilidad de ofrecer capacidades de monitoreo continuo y conectividad para permitir un mejor control del paciente.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] Ministerio de Salud Pública del Ecuador, «Ministerio de Salud: prevención y autocuidado son claves para controlar la diabetes,» MSP, Quito, 2018.
- [2] Instituto Nacional de Estadísticas y Censos, «Diabetes, segunda causa de muerte después de las enfermedades isquémicas del corazón,» INEC, Quito, 2019.
- [3] E. P. Rodrigo, K. Deib-Morgan, O. G. d. Diego, P. García-Velasco, G. Sgaramella y I. G. González, «Exactitud y concordancia entre glucómetros: un estudio en condiciones habituales de práctica clínica,» *ELSEVIER*, vol. 1, n° 43, p. 8, 2018.
- [4] J. C. G. LUNA, «DISEÑO DE UN SISTEMA DE ADQUISICIÓN DE,» de *Universidad Saeciana Sede CUENCA*, Cuenca, 2021.
- [5] S. Jeyapriya y R. Ramalakshmi, «Monitoreo de glucosa y control de diabetes mediante GSM y sistema automático de inyección de insulina para cuerpos humanos,» *EPN*, vol. 2, n° 1, p. 112, 2018.
- [6] K. Welykholow, M. Hosanee, G. Chan y R. Coope, «Multimodal Photoplethysmography-Based Approaches,» *Journal of Clinical Medicine*, vol. 1, n° 1, p. 21, 2020.
- [7] A. M. Joshi, P. Jain y S. P. Mohanty, «iGLU 3.0: A Secure Noninvasive Glucometer and Automatic Insulin Delivery System in IoMT,» *ieeexplore*, vol. 1, n° 2, p. 22, 2019.
- [8] S. Jafari-Nodoushan, A. Gholami y H. Alaeian, «Noninvasive blood glucose monitoring using saliva nano-biosensor,» *Journal of Diabetes & Metabolic Disorders*, vol. 2, n° 1, p. 17, 2018.
- [9] O. Danciu, R. Vlad y A. Fecioru, «Continuous Monitoring of Vital Signs using Wearable Devices on the General Ward: Pilot Study,» *JMIR Mhealth Uhealth*, vol. 9, n° 1, p. 32, 2021.

- [10] J. C. Guamán, «Un sistema de monitoreo de bioseñales es una herramienta que permite capturar, procesar y analizar señales biológicas generadas por el cuerpo humano. Estas señales pueden incluir electrocardiograma (EKG), frecuencia cardíaca, actividad cerebral (electroen,» *dspace*, vol. 1, nº 1, p. 105, 2021.
- [11] E. Valencia y F. Villa, «Las aplicaciones de monitoreo de bioseñales son diversas y se utilizan en diferentes campos. En medicina clínica, se emplean para diagnosticar y monitorear enfermedades cardiovasculares, neurológicas, respiratorias y musculares. También se usan en el moni,» *dspace*, vol. 1, nº 1, p. 177, 2019.
- [12] A. Ortega Eguino, Y. González Tristán y M. A. Mendoza Reyes, «Red de sensores inalámbricos para el monitoreo de bioseñales,» *RCTD*, vol. 3, nº 2, p. 12, 2022.
- [13] H. Viveros, «FRAMEWORK PARA EL TRATAMIENTO DE BIOSEÑALES DE TIPO ELECTROCARDIOGRAFÍA OBTENIDAS A TRAVÉS DE DISPOSITIVOS CORPORALES INTELIGENTES,» *cdigital*, vol. 2, nº 1, p. 112, 2020.
- [14] J. C. Guamán, «El área en la que se usan los sistemas de monitoreo de bioseñales son los entornos de suministro médico y médico clínico más importante. Sin embargo, la aplicación crece rápidamente a otras áreas, como la salud personal, las fuentes y los deportes, en los,» *dspace*, vol. 1, nº 1, p. 105, 2021.
- [15] CTO, Manual CTO de Medicina y Cirugía, Madrid: CTO Editorial, 2021.
- [16] Organización Mundial de la Salud, INFORME MUNDIAL, Geneva: Ediciones de la OMS, 2019.
- [17] S. L. Piñón, «Recursos institucionales para diabéticos mayahablantes de Tizimín (Yucatán). Carencias y logros en los Grupos de Ayuda Mutua (GAM),» *scielo*, vol. 22, nº 23, p. 12, 2019.
- [18] American Diabetes Association, «Standards of Care in Diabetes - 2023,» *THE JOURNAL OF CLINICAL AND APPLIED RESEARCH AND EDUCATION*, vol. 46, nº 1, p. 306, 2023.

- [19] A. D. Association, «Standart of Care in Diabetes 2023,» *American Diabetes Association*, vol. 46, nº 1, p. 306, 2023.
- [20] Mayo Clinic, «Mayo Clinic,» Fundación Mayo para la Educación y la Investigación Médicas , 21 01 2022. [En línea]. Available: <https://www.mayoclinic.org/es/diseases-conditions/diabetes/in-depth/blood-glucose-meter/art-20046335>. [Último acceso: 14 6 2023].
- [21] American Diabetes Association, «American Diabetes Association Connected for Life,» American Diabetes Association, 2023. [En línea]. Available: <https://diabetes.org/diabetes/a1c/a1c-and-eag>. [Último acceso: 12 6 2023].
- [22] Medline PLus, «Medline PLus,» National Library of Medicine, 7 7 2022. [En línea]. Available: <https://medlineplus.gov/spanish/pruebas-de-laboratorio/prueba-de-glucosa-en-la-sangre/>. [Último acceso: 12 6 2023].
- [23] N. Adriana, «Actividades Hipoglucemiante, Antioxidante y Antiglicación de Hojas y Endófitos de Piper auritum.,» *cinvestav*, vol. 1, nº 2, p. 144, 2018.
- [24] P. Jain y A. A. N. Joshi, «IGLU 2.0: A NEW NON-INVASIVE, ACCURATE SERUM GLUCOMETER FOR SMART HEALTHCARE,» *Revista Mexicana de Ingeniería Biomédica*, vol. 1, nº 2, p. 19, 2020.
- [25] E. Society, Monitoreo Continuo de Glucosa, Washington: the Endocrine Society, 2020.
- [26] J. Comaposada y G. El Masry, «Aplicaciones de la Espectroscopia de Infrarrojo Cercano (NIR) para predecir el contenido y la actividad de agua del embutido tipo “Fuet“,» *IRTA*, vol. 4, nº 1, p. 51, 2020.
- [27] A. Alshehri, A. Alnemer, M. Albadrani y A. Alamoudi, «Non-Invasive Glucose Monitoring System,» *KING FAHD UNIVERSITY OF PETROLEUM & MINERALS*, vol. 1, nº 1, p. 66, 2021.
- [28] D. D. U. G. N. I. D. O. A. N.-I. GLUCOMETER, «García Luque, Rafael,» *E.T.S Ingeniería Informática*, vol. 2, nº 1, p. 105, 2020.

- [29] M. Briseño-Castellanos y M. Hernández-Gonzalez, «Determinación niveles de glucosa por medio de espectroscopía como método no invasivo,» *Revista Médica del instituto Mexicano del Seguro Social*, vol. 59, n° 6, p. 14, 2021.
- [30] D. MONTAÑO AGUDELO y J. E. VARGAS VASQUEZ, «ESTUDIO SOBRE LA UTILIZACION DE ESPECTROSCOPIA INFRARROJO PARA MEDIR LA CONCENTRACIÓN DE GLUCOSA EN SANGRE,» *Red U.A.O*, vol. 2, n° 1, p. 52, 2019.
- [31] K. Cui, C. Xusheng y Z. Hongbo, «Non-invasive blood glucometer and blood glucose detection method,» *SCISPACE*, vol. 2, n° 1, p. 15, 2021.
- [32] J. Ramos-Moreno, J. Cisneros-Carrasco y J. Jiménez-Ruvalcaba, «Determinación niveles de glucosa por medio de espectroscopía como método no invasivo,» *BVSaIud*, vol. 59, n° 7, p. 11, 2021.
- [33] M. Gusev, L. Poposka y G. Spasevski, «Noninvasive Glucose Measurement Using Machine Learning and Neural Network Methods and Correlation with Heart Rate Variability,» *Hindawi*, vol. 2, n° 3, p. 14, 2020.
- [34] T. Yamasa, S. Ikeda, S. Koga y E. Kawahara, «Evaluation of Glucose Tolerance, Post-Prandial Hyperglycemia and Hyperinsulinemia Influencing the Incidence of Coronary Heart Disease,» *J-Stage*, vol. 9, n° 12, p. 35, 2021.
- [35] European Society of Cardiology, «2023 Guidelines on Diabetes, Pre-Diabetes and Cardiovascular Diseases,» *European Heart Journal*, vol. 41, n° 2, p. 352, 2023.
- [36] J. Cui, P. Li y X. Chen, «Study on the Relationship and Predictive Value of First-Trimester Pregnancy-Associated Plasma Protein-A, Maternal Factors, and Biochemical Parameters in Gestational Diabetes Mellitus: A Large Case-Control Study in Southern China Mothers,» *Dovepress*, vol. 1, n° 2, p. 11, 2023.
- [37] D. Burns y E. Ciurczak, *Handbook of Near-Infrared Analysis*, Chicago: Taylor & Francis Group, 2019.

- [38] CERN-ESU-004, Physics Briefing Book, Bélgica: European Strategy for Particle Physics Preparatory Group, 2019.
- [39] «Dual-wavelength optical fluidic glucose sensor using time series analysis,» *Tang, Jing-Yau; Chen, Nan-Yueh; Chen, Ming-Kun*, vol. 3, n° 12, p. 8, 2019.
- [40] L. M. Riobo, F. E. Veiras y M. T. Garea, «Wideband Transimpedance Amplifiers for Optoelectronics: Applications to Dynamic Interferometry,» *Elektron*, vol. 4, n° 1, p. 7, 2019.
- [41] o. Baker, «DigiKey's,» DigiKey's North American Editors, 13 07 2017. [En línea]. Available: <https://www.digikey.com/en/articles/design-transimpedance-amplifiers-for-precision-opto-sensing>. [Último acceso: 12 06 2023].
- [42] C. Spaccarotella, A. Polimeni y C. Mancuso, «Assessment of Non-Invasive Measurements of Oxygen Saturation and Heart Rate with an Apple Smartwatch: Comparison with a Standard Pulse Oximeter,» *MDPI*, vol. 11, n° 6, p. 22, 2022.
- [43] T. Ajibola, M. Ibitoye y Y. Kola Ahmed, «Non-invasive Glucometer using Acetone Gas Sensor for Low Income Earners' Diabetes Monitoring,» *ELEKTRIKA- Journal of Electrical Engineering*, vol. 21, n° 1, p. 8, 2022.
- [44] U. F. & D. Asministration, «FDA,» FDA, 04 04 2019. [En línea]. Available: <https://www.fda.gov/medical-devices/in-vitro-diagnostics/blood-glucose-monitoring-devices>. [Último acceso: 14 6 2023].
- [45] ISO , «Organización Internacional de Normalización,» Organización Internacional de Normalización, 05 2023. [En línea]. Available: <https://www.iso.org/obp/ui/en/#iso:std:iso:15197:ed-2:v1:en>. [Último acceso: 10 06 2023].
- [46] International Electrotechnical Commission, «IEC International Electrotechnical Commission,» International Electrotechnical Commission, 25 11 2023. [En línea]. Available: <https://webstore.iec.ch/publication/2557>. [Último acceso: 11 06 2023].

- [47] Autodesk, «Autodesk,» Autodesk Inc., 2023. [En línea]. Available: <https://www.autodesk.com/products/eagle/overview?term=1-YEAR&tab=subscription>. [Último acceso: 12 4 2023].
- [48] Autodesk, «Autodesk,» Autodesk Inc., 2023. [En línea]. Available: https://www.autodesk.com/products/fusion-360/overview?us_oa=dotcom-us&us_si=6d1c291f-c1e9-4666-9f5e-3da39354bc8c&us_st=Fusion%20360&us_pt=NINVFUS&term=1-YEAR&tab=subscription&plc=F360. [Último acceso: 12 4 2023].
- [49] OSSILA, «OSSILA enabling science,» 2023 Ossila, 2023. [En línea]. Available: <https://www.ossila.com/pages/absorbance-spectroscopy>. [Último acceso: 12 7 2023].

ANEXOS

Anexo 1. Aval Medico

Ambato, 14 de jul. de 23

Juan Pablo Escobar Arcos

Endocrinólogo

1804013454

Paseo Comercial La Catedral

Calle Bolívar N°17-50 y Montalvo, 2do Piso, Consultorio N°2

Estimado Sr. Edwin Rodrigo Ramos Zurita, con cedula de identidad 1804417283, estudiante de la carrera de Telecomunicaciones, perteneciente a la Universidad Técnica De Ambato, Facultad De Ingeniería En Sistemas, Electrónica E Industrial.

Por medio de la presente, me gustaría expresar mi apoyo profesional al prototipo perteneciente al Trabajo de Titulación con el tema: SISTEMA ELECTRÓNICO DE MONITOREO DE BIO SEÑALES, PARA LA PREVENCIÓN Y CONTROL DE DIABETES MELLITUS, desarrollado por el Sr. Edwin Rodrigo Ramos Zurita como proyecto de titulación. Como profesional de la medicina con trece años de experiencia en el campo de la endocrinología y el tratamiento de la diabetes, estoy convencido de que este dispositivo tiene el potencial de mejorar significativamente la calidad de vida de las personas con diabetes.

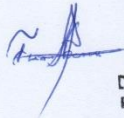
Después de revisar el diseño, las características técnicas y los datos de rendimiento del prototipo, puedo afirmar que su funcionamiento es similar al de los glucómetros comerciales convencionales en términos de la precisión y la confiabilidad de las lecturas de glucosa en sangre. Este dispositivo utiliza la espectroscopia de infrarrojo cercano, un método no invasivo que no requiere una punción en la piel, lo cual es una ventaja significativa en términos de comodidad y facilidad de uso para el paciente.

De acuerdo con la información proporcionada por el fabricante, el dispositivo ha sido diseñado y fabricado de acuerdo con las normativas médicas vigentes y ha superado todas las pruebas y ensayos necesarios para garantizar su seguridad y eficacia. Creo firmemente que este dispositivo cumple con los estándares médicos requeridos para su aprobación y su uso en la monitorización de la glucosa en sangre.

Con base en la información disponible y mi experiencia profesional, recomiendo que el prototipo de Glucómetro No Invasivo sea aprobado para su uso en la monitorización de la glucosa en sangre en pacientes con diabetes.

Agradezco su atención a este asunto y estoy a su disposición para proporcionar cualquier información adicional que pueda ser útil en su evaluación.

Atentamente,



Dr. JUAN PABLO ESCOBAR
Reg. MSP: 1804013454
ENDOCRINOLOGO


Juan Pablo Escobar Arcos

ENDOCRINÓLOGO

1804013454

0998439202

Anexo 2. DataSheet Elementos Usados



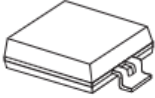
ON Semiconductor®

QSB34GR / QSB34ZR / QSB34CGR / QSB34CZR

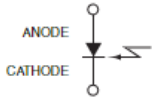
Surface-Mount Silicon Pin Photodiode

Features

- Daylight Filter (QSB34GR and QSB34ZR Only)
- Surface-Mount Packages:
 - QSB34GR / QSB34CGR for Over-Mount Board
 - QSB34ZR / QSB34CZR for Under-Mount Board
- Fast PIN Photodiode
- Wide Reception Angle: 120°
- Large Chip Size: 3 mm x 3 mm
- Sensitive Area: 2.55 mm x 2.55 mm
- High Sensitivity
- Low Capacitance
- Available in 0.470 inch (12 mm) Width Tape on 7 inch (178 mm) Diameter Reel: 1,000 Units per Reel



Schematic



Ordering Information

Part Number	Operating Temperature	Package	Packing Method
QSB34GR	-25 to +85°C	PLCC 2L	Tape and Reel
QSB34ZR			
QSB34CGR			
QSB34CZR			

QSB34GR / QSB34ZR / QSB34CGR / QSB34CZR — Surface-Mount Silicon Pin Photodiode

OPAx363, OPAx364 1.8-V, 7-MHz, 90-dB CMRR, Single-Supply, Rail-to-Rail I/O Operational Amplifier

1 Features

- 1.8-V Operation
- *MicroSIZE* Packages
- Bandwidth: 7 MHz
- CMRR: 90 dB (Typical)
- Slew Rate: 5 V/ μ s
- Low Offset: 500 μ V (Maximum)
- Quiescent Current: 750 μ A/Channel (Maximum)
- Shutdown Mode: Less Than 1 μ A/Channel

2 Applications

- Signal Conditioning
- Data Acquisition
- Process Control
- Active Filters
- Test Equipment

3 Description

The OPA363 and OPA364 families are high-performance, CMOS operational amplifiers optimized for very low voltage, single-supply operation. These miniature, low-cost amplifiers are designed to operate on single supplies from 1.8 V (± 0.9 V) to 5.5 V (± 2.75 V). Applications include sensor amplification and signal conditioning in battery-powered systems.

The OPA363 and OPA364 families offer excellent CMRR without the crossover associated with traditional complementary input stages. This feature results in excellent performance for driving analog-to-digital (A/D) converters without degradation of differential linearity and THD. The input common-mode range includes both the negative and positive supplies. The output voltage swing is within 10 mV of the rails.

The OPA363 family includes a shutdown mode. Under logic control, the amplifiers can be switched from normal operation to a standby current that is less than 1 μ A.

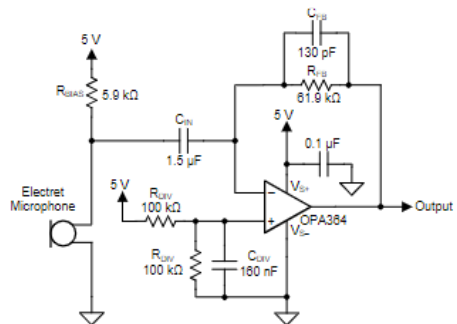
The single version is available in the *MicroSIZE* 5-pin SOT-23 (6-pin SOT-23 for shutdown) and 8-pin SOIC. The dual version is available in 8-pin VSSOP, 10-pin VSSOP, 16-pin UQFN, and 8-pin SOIC packages. Quad packages are available in 14-pin TSSOP and 14-pin SOIC packages. All versions are specified for operation from -40°C to $+125^{\circ}\text{C}$.

Device Information⁽¹⁾

PART NUMBER	PACKAGE	BODY SIZE (NOM)
OPA363	SOT-23 (6)	2.60 mm \times 1.60 mm
	SOIC (8)	4.90 mm \times 3.91 mm
OPA364	SOT-23 (5)	2.60 mm \times 1.60 mm
	SOIC (8)	4.90 mm \times 3.91 mm
OPA2363	VSSOP (10)	3.00 mm \times 3.00 mm
	UQFN (16)	2.60 mm \times 1.80 mm
OPA2364	SOIC (8)	4.90 mm \times 3.91 mm
	VSSOP (8)	3.00 mm \times 3.00 mm
OPA4364	SOIC (14)	8.65 mm \times 3.91 mm
	TSSOP (14)	5.00 mm \times 4.40 mm

(1) For all available packages, see the orderable addendum at the end of the data sheet.

Single-Supply Microphone Preamplifier



Copyright © 2017, Texas Instruments Incorporated

Low Quiescent Current LDO

Features

- AEC-Q100 Qualified and PPAP Capable
- 1.6 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

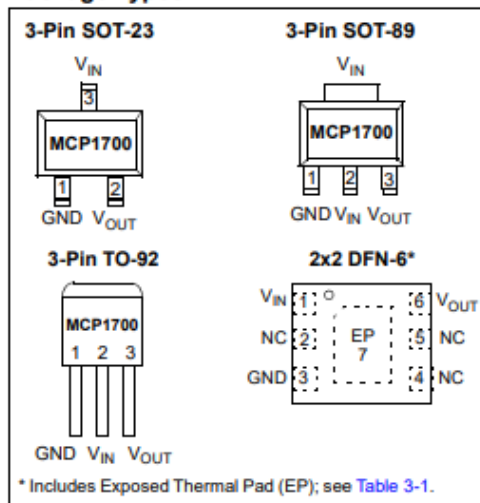
The MCP1700 is a family of CMOS low dropout (LDO) voltage regulators that can deliver up to 250 mA of current while consuming only 1.6 μA of quiescent current (typical). The input operating range is specified from 2.3V to 6.0V, making it an ideal choice for two and three primary cell battery-powered 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.

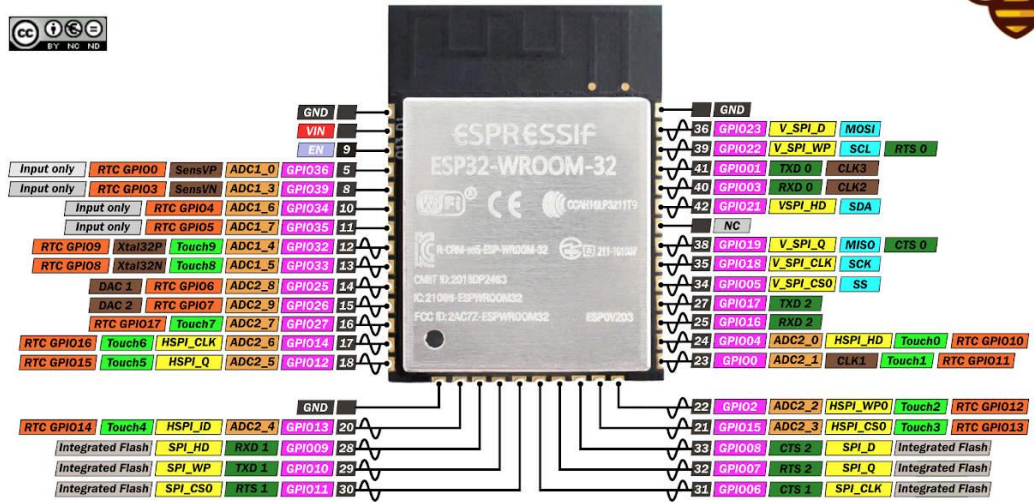
Package Types



Anexo 3. DataSheet Microcontrolador

ESP32-wroom-32 PINOUT

www.mischianti.org (CC) BY-NC-ND



2 Pins

2.1 Pin Layout

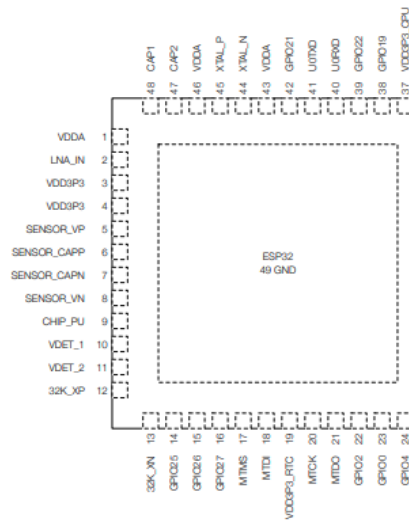
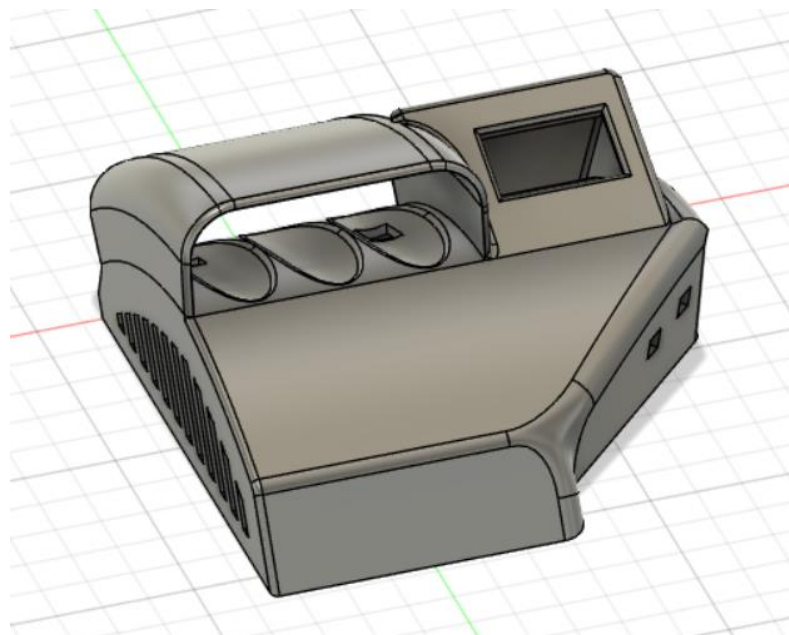
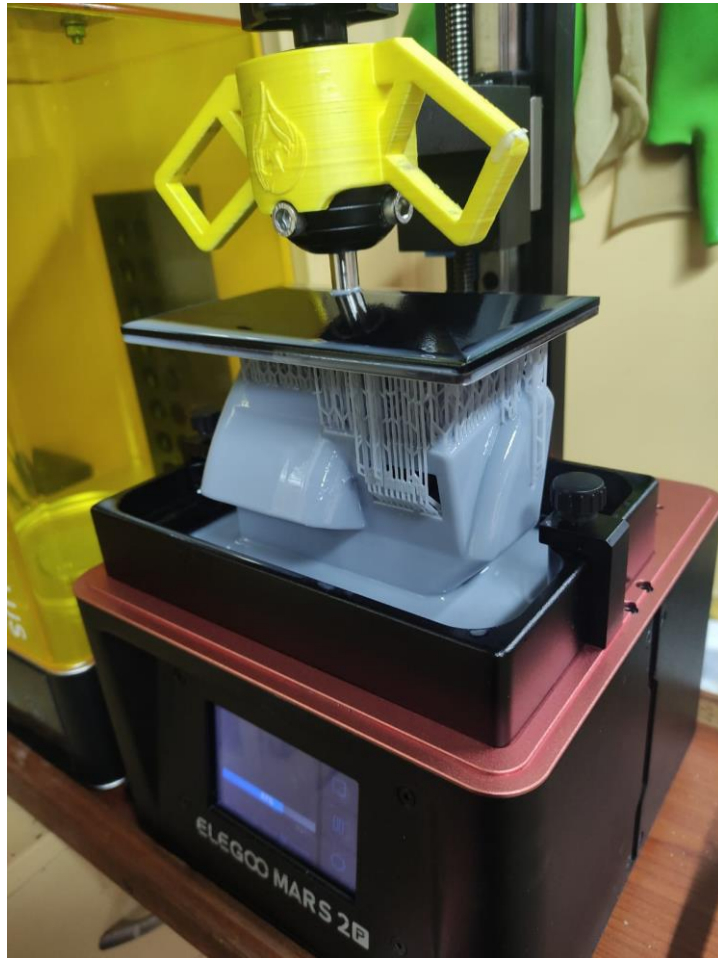
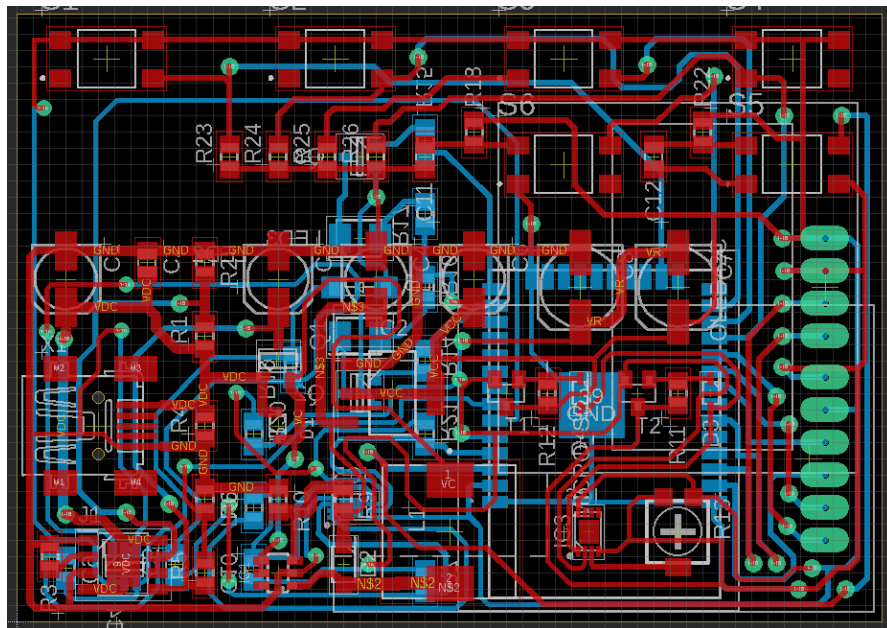
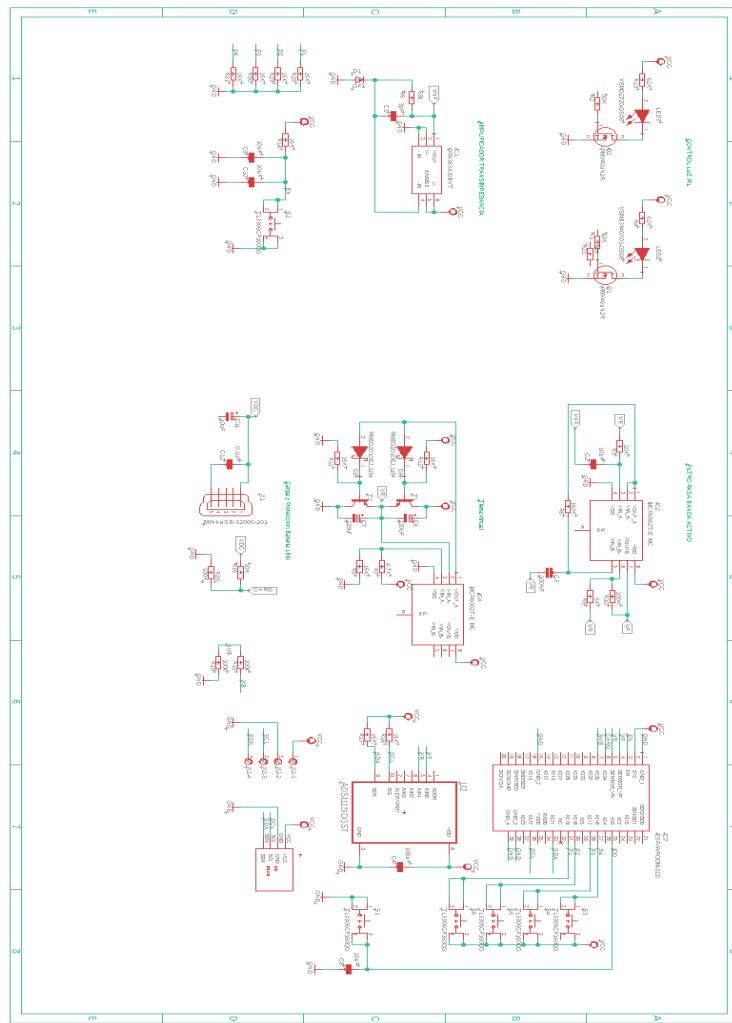


Figure 2-1. ESP32 Pin Layout (QFN 6x6, Top View)

Anexo 4. Impresión y Diseño 3D



Anexo 5. Diseño Circuito



Anexo 6. Código

```
1. #include <stdio.h>
2. #include <string.h>
3. #include <esp_wifi.h>
4. #include <esp_netif.h>
5. #include "freertos/FreeRTOS.h"
6. #include "freertos/task.h"
7. #include "esp_system.h"
8. #include "esp_log.h"
9. #include "driver/gpio.h"
10. #include "esp_adc_cal.h"
11. #include "mqtt_client.h"
12. #define BTN_SENSE                GPIO_NUM_19
13. #define LED_EMITER              GPIO_NUM_23
14. #define BATTERY_LEVEL          GPIO_NUM_33
15. #define LOW                     0
16. #define HIGH                   1
17. #define NO_OF_SECUENCES        2
18. #define PERIOD_IN_MILLIS       4000
19. #define LONG_PRESS_IN_SECONDS  10
20. #define RESET_TIME_IN_SECONDS  10
21. #define BAT_CALIBRATION         0.36
22. #define BAT_VOLTAGE_CUTOFF      3.3
23. #define BAT_MAX_VOLTAGE        4.2
24. #define BAT_ADC_RESOLUTION     1023
25.
26. static const char TAG[] = "MAIN";
27.
28. int last_state = HIGH;
29. int emitter_state = LOW;
30. int battery_level = 0;
31. int action_counter = 0;
32. bool oled_is_in_use = false;
33. bool is_measuring = false;
34. bool is_wifi_connected = false;
35. char running_action[16];
36. uint16_t ticks = 0;
37.
38. extern mqtt_service_t service_data;
39.
40. void init_gpio_config(void);
41. void write_json_message(int glucose);
42. void get_measurement(void);
43. void check_bat_lvl(void);
44.
45. void cpu_main(void *pvParameter){
46.     for(;;){
47.
48.         vTaskDelay(pdMS_TO_TICKS(50));
49.
50.         if(is_initialized){
51.
52.             if (!gpio_get_level(BTN_SENSE)){
53.                 ESP_LOGD(TAG, "BTN Pressed Down.");
54.                 ticks = 0;
55.
56.                 while ((!gpio_get_level(BTN_SENSE)) &
57. & (++ticks < LONG_PRESS_IN_SECONDS * 100)){
58.                     vTaskDelay(pdMS_TO_TICKS(10))
59.                 };
60.                 if (ticks >= LONG_PRESS_IN_SECONDS *
100){
```

```

61.                                     ESP_LOGD(TAG, "Long Press");
62.                                     buzzer_service_sound(LONG,
WIFI_DISCONNECT);
63.                                     wifi_manager_disconnect_async
    ();
64.                                     ticks = 0;
65.
66.                                     while(!gpio_get_level(BTN_SENSE)){
67.                                         vTaskDelay(pdMS_TO_TICKS(10))
    ;
68.                                     if(++ticks >= RESET_TIME_IN_S
ECONDS * 100){
69.                                         ESP_LOGD(TAG, "BTN
Reset.");
70.                                         buzzer_service_sound(
LONG, FORCE_RESET);
71.                                         esp_restart();
72.                                     }
73.
74.                                     }
75.                                     ESP_LOGD(TAG, "BTN Released.");
76.                                     }
77.                                     }
78.
79.                                     vTaskDelay(pdMS_TO_TICKS(100));
80.                                     }
81.
82.                                     vTaskDelete(NULL);
83.     }
84.
85. void app_main(void){
86.     init_gpio_config();
87.     oled_service_init();
88.     oled_service_welcome();
89.     wifi_manager_start();
90.     check_bat_lvl();
91. }
92.
93. void init_gpio_config(void){
94.     ESP_LOGD(TAG, "Configuring digital GPIO");
95.
96.     gpio_set_direction(LED_EMITER, GPIO_MODE_OUTPUT);
97.     gpio_set_pull_mode(LED_EMITER, GPIO_PULLUP_ONLY);
98.
99.     gpio_set_direction(BTN_SENSE, GPIO_MODE_INPUT);
100.    gpio_set_pull_mode(BTN_SENSE, GPIO_PULLUP_ONLY);
101.    ESP_LOGD(TAG, "Configuring analog GPIO");
102.    adc_service_adcl_config();
103.    ESP_LOGD(TAG, "Configuring LEDC GPIO");
104.    buzzer_service_init();
105.    ESP_LOGD(TAG, "LEDC config finished.");
106. }
107.
108. void write_json_message(int glucose){
109.     service_data.mqtt_message = cJSON_CreateObject();
110.     service_data.mqtt_message_data = cJSON_CreateObject();
111.     service_data.mqtt_message_device = cJSON_CreateObject(
    );
112.     service_data.mqtt_message_status = cJSON_CreateObject(
    );
113.
114.     unsigned char mac[6] = {0};
115.     char mac_str[18];
116.     esp_read_mac(mac, ESP_MAC_WIFI_STA);
117.     snprintf(mac_str, 18, "%02X:%02X:%02X:%02X:%02X:%02X",
    mac[0], mac[1], mac[2], mac[3], mac[4], mac[5]);
118.

```

```

119.         cJSON_AddStringToObject(service_data.mqtt_message_device, "version", "1.0.0");
120.         cJSON_AddStringToObject(service_data.mqtt_message_device, "mac_address", mac_str);
121.         cJSON_AddStringToObject(service_data.mqtt_message_device, "type", "glucometer");
122.
123.
124.         cJSON_AddItemToObject(service_data.mqtt_message, "device", service_data.mqtt_message_device);
125.         cJSON_AddItemToObject(service_data.mqtt_message, "status", service_data.mqtt_message_status);
126.         cJSON_AddItemToObject(service_data.mqtt_message, "data", service_data.mqtt_message_data);
127.     }
128.
129.     int get_millis(void){
130.         return esp_timer_get_time() / 1000;
131.     }
132.
133.     void get_measurement(void){
134.         is_measuring = true;
135.         float avg_value = 0;
136.
137.         for(int i=0; i < NO_OF_SECUENCES; i++) {
138.             int max_value = 0;
139.             int min_value = 1023;
140.             int sensor_counter = 0;
141.             int period_last_time = get_millis();
142.             int sense_last_time = period_last_time;
143.
144.             ESP_LOGD(TAG, "Last_Time %d",
period_last_time);
145.             ESP_LOGD(TAG, "Timesd %d", i);
146.
147.             while((get_millis() - period_last_time) <= PER
IOD_IN_MILLIS){
148.
149.                 int sensor_value = adc_service_adc1_re
ad(ADC1_6_CHANNEL);
150.                 vTaskDelay(pdMS_TO_TICKS(10));
151.
152.                 if(sensor_value > max_value){
153.                     max_value = sensor_value;
154.                 }
155.                 if(sensor_value < min_value){
156.                     min_value = sensor_value;
157.                 }
158.
159.                 ESP_LOGI(TAG, "Sensor value -->>
%d\tMinValue -> %d\tMaxValue -> %d", sensor_value, min_value,
max_value);
160.
161.                 if((get_millis() - sense_last_time) >
500){
162.                     if(emiter_state == LOW){
163.                         gpio_set_level(LED_EMI
TER, HIGH);
164.                         emiter_state = HIGH;
165.                     }else{
166.                         gpio_set_level(LED_EMI
TER, LOW);
167.                         emiter_state = LOW;
168.                         sensor_counter++;
169.
170.                         if(sensor_counter == 3
){

```

```

171.                                     int difference
    = max_value - min_value;
172.                                     avg_value += d
    difference;
173.                                     }
174.                                     }
175.
176.                                     sense_last_time = get_millis()
;
177.                                     }
178.                                     }
179.                                     }
180.
181.         avg_value /= NO_OF_SECUENCES;
182.         ESP_LOGD(TAG, "Final Glucose: %g mg/dl", avg_value);
183.         write_led = false;
184.
185.         buzzer_service_sound(SHORT, MEASURING_END);
186.
187.
188.     }
189.
190. void bat_level_check(void *pvParameter){
191.     for(;;){
192.         vTaskDelay(pdMS_TO_TICKS(300000));
193.         if(!is_measuring){
194.             check_bat_lvl();
195.         }
196.     }
197.     vTaskDelete(NULL);
198. }
199.
200.
201. void cb_connection_ok(void *pvParameter){
202.     is_wifi_connected = true;
203.     oled_service_battery(battery_level);
204.     oled_service_write("WIFI CONECTADO", O_PAGE_2, false);
205.     buzzer_service_sound(SHORT, WIFI_CONNECTED);
206.     oled_service_clean();
207.
208.
209.     mqtt_service_start();
210.
211.     sntp_setoperatingmode(SNTP_OPMODE_POLL);
212.     sntp_setservername(0, "pool.ntp.org");
213.     sntp_init();
214.     setenv("TZ", "UTC+3", 1);
215.     tzset();
216. }
217.
218. void cb_disconnected(void *pvParameter){
219.     is_wifi_connected = false;
220.     mqtt_service_stop();
221. }

```

Anexo 7. Desarrollo estadístico

HOJA DE TRABAJO 1

Análisis de regresión: C19 vs. C6

La ecuación de regresión es
 $C19 = 97,50 - 0,3588 C6$

Resumen del modelo

S	R-cuadrado	R-cuadrado(ajustado)
0,853639	0,33%	0,00%

Análisis de Varianza

Fuente	GL	SC	MC	F	P
Regresión	1	0,2810	0,280954	0,39	0,536
Error	118	85,9866	0,728700		
Total	119	86,2676			

