



UNIVERSIDAD ESTATAL PENÍNSULA DE SANTA ELENA
FACULTAD DE SISTEMAS Y TELECOMUNICACIONES
CARRERA DE TELECOMUNICACIONES

ANTEPROYECTO DE TRABAJO DE TITULACIÓN
DESARROLLO DE UN SISTEMA DE MEDICIÓN NO INVASIVO DE
GLUCOSA BASADO EN IOT PARA FINES EDUCATIVOS EN
ENTORNOS DE INGENIERÍA ORIENTAS A APLICACIONES
MÉDICAS.

MODALIDAD
PROPUESTA TECNOLÓGICA

AUTOR
NAZARENO ROSAS MAEBA MILENA

PROFESOR O TUTOR SUGERIDO
ING. ANDRADE CAICHO CARLOS EFRAÍN, M.Sc.

SANTA ELENA - LA LIBERTAD – ECUADOR

2025



**UNIVERSIDAD ESTATAL PENÍNSULA
DE SANTA ELENA
FACULTAD DE SISTEMAS Y TELECOMUNICACIONES**

TRIBUNAL DE SUSTENTACIÓN

Dr. Ronal Humberto Rovira Jurado, Ph.D.
DIRECTOR DE LA CARRERA

Ing. Carlos Efraín Andrade Caicho, M.Sc.
DOCENTE TUTOR

Ing. Manuel Asdrual Montaña Blacio,
MSc.
DOCENTE ESPECIALISTA

Ing. Luis Miguel Amaya Fariño, Mgtr.
DOCENTE GUÍA UIC

Ing. Corina Raquel Gonzabay De La A, Mgtr.
SECRETARIA



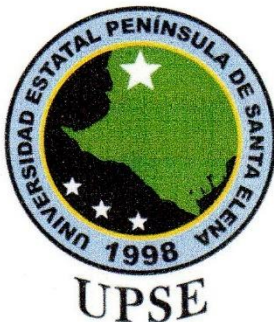
**UNIVERSIDAD ESTATAL PENÍNSULA
DE SANTA ELENA
FACULTAD DE SISTEMAS Y TELECOMUNICACIONES**

CERTIFICACIÓN

Certifico que luego de haber dirigido científica y técnicamente el desarrollo y estructura final del trabajo, este cumple y se ajusta a los estándares académicos, razón por el cual apruebo en todas sus partes el presente trabajo de titulación que fue realizado en su totalidad por **MAEBA MILENA NAZARENO ROSAS**, como requerimiento para la obtención del título de Ingeniero en Telecomunicaciones.

La Libertad, a los 14 días del mes de julio del año 2025

Ing. Carlos Efraín Andrade Caicho, M.Sc.
DOCENTE TUTOR



**UNIVERSIDAD ESTATAL PENÍNSULA
DE SANTA ELENA
FACULTAD DE SISTEMAS Y TELECOMUNICACIONES**

DECLARACIÓN DE RESPONSABILIDAD

Yo, **MAEBA MILENA NAZARENO ROSAS** DECLARO QUE:

El trabajo de titulación, **DESARROLLO DE UN SISTEMA DE MEDICIÓN NO INVASIVO DE GLUCOSA BASADO EN IOT PARA FINES EDUCATIVOS EN ENTORNOS DE INGENIERÍA ORIENTAS A APLICACIONES MÉDICAS**, previo a la obtención del título en Ingeniero en Telecomunicaciones, ha sido desarrollado respetando derechos intelectuales de terceros conforme las citas que constan en el documento, cuyas fuentes se incorporan en las referencias o bibliografías. Consecuentemente este trabajo es de mi total autoría.

En virtud de esta declaración, me responsabilizo del contenido, veracidad y alcance del Trabajo de Titulación referido.

La Libertad, a los 14 días del mes de julio del año 2025

Maeba Milena Nazareno Rosas.
ESTUDIANTE



**UNIVERSIDAD ESTATAL PENÍNSULA
DE SANTA ELENA**
FACULTAD DE SISTEMAS Y TELECOMUNICACIONES

CERTIFICACIÓN DE ANTIPLAGIO

Certifico que después de revisar el documento final del trabajo de titulación denominado, **DESARROLLO DE UN SISTEMA DE MEDICIÓN NO INVASIVO DE GLUCOSA BASADO EN IOT PARA FINES EDUCATIVOS EN ENTORNOS DE INGENIERÍA ORIENTAS A APLICACIONES MÉDICAS**, presentado por el estudiante, **MAEBA MILENA NAZARENO ROSAS** fue enviado al sistema antiplagio, presentando un porcentaje de similitud correspondiente al 08%, por lo que se aprueba el trabajo para que continúe con el proceso de titulación.



ProyectoFinal_DocumentoOficial_Mae
ba Nazareno



Ing. Carlos Efraín Andrade Caicho, M.Sc.
DOCENTE TUTOR



UPSE

**UNIVERSIDAD ESTATAL PENÍNSULA
DE SANTA ELENA
FACULTAD DE SISTEMAS Y TELECOMUNICACIONES**

AUTORIZACIÓN

Yo, **MAEBA MILENA NAZARENO ROSAS**. Autorizo a la Universidad Estatal, Península de Santa Elena, para que haga de este trabajo de titulación o parte de él, un documento disponible para su lectura consulta y procesos de investigación, según las normas de la Institución.[1]

Cedo los derechos en línea patrimoniales de artículo profesional de alto nivel con fines de difusión pública, además apruebo la reproducción de este artículo académico dentro de las regulaciones de la Universidad, siempre y cuando esta reproducción no suponga una ganancia económica y se realice respetando mis derechos de autor

Santa Elena, a los 14 días del mes de julio del año 2025

Maeba Milena Nazareno Rosas.
ESTUDIANTE

AGRADECIMIENTO

Inicio este texto expresando mi gratitud y reconocimiento a Dios, quien ha sido constantemente mi refugio, mi fortaleza y la guía en este camino. Gracias por darme la sabiduría para enfrentar los desafíos, por enseñarme que la fe no solo es esperar sino el actuar con certeza. Gracias por cada lección que me ha permitido crecer, por darme la inteligencia y vigor cuando el cansancio me vencía y sobre todo por darme tu amor recordándome que los sueños son posibles cuando se tiene fe, humildad y determinación.

A mis padres Rubén y Silvia quienes han sido mi mayor inspiración, la verdad no alcanzaría a describir lo mucho que significan para mí y cuánto les debo. Gracias papis por cada consejo valioso, por el apoyo incondicional y por brindarme un hogar lleno de amor. Su amor y sacrificio han sido la base de todo lo que soy. Gracias por enseñarme con su ejemplo que el esfuerzo y la perseverancia abren puertas. Este logro es de ustedes porque sin su respaldo y confianza en mí, nada de esto habría sido posible.

A mi familia, mi pilar y cobijo. Gracias por ser mi motivación y ese lugar seguro al que siempre puedo volver, por recordarme con abrazos y risas que, sin importar lo difícil que sea el camino, nunca lo recorreré sola y que el éxito no se basa en lo que se alcanza sino en encontrar con quien compartirlo.

A mis maestros, en especial al ingeniero Carlos Andrade y al ingeniero Manuel Montaña, gracias por su paciencia y por compartir su conocimiento con generosidad. También quiero extender un agradecimiento al ingeniero Enrique Montenegro, que con su aptitud me enseñó que la pasión

por lo que hacemos puede inspirar a otros a dar lo mejor de sí mismos.

Agradezco a mi enamorado, amigos y compañeros tanto de la universidad como del colegio, gracias por estar ahí en los momentos difíciles, por las risas que hicieron más ligeros los días de estrés y por impulsarme siempre a seguir adelante. Con ustedes aprendí que lo que más vale de este camino es el apoyo mutuo y que el amor y la amistad es uno de los logros más importantes que he alcanzado. A todos los que de alguna manera fueron parte de este proceso, gracias. Cada palabra de ánimo, cada gesto de apoyo al final hizo la diferencia y cada esfuerzo ha valido la pena.

Maeba Milena, Nazareno Rosas.

DEDICATORIA

Este trabajo se lo quiero dedicar a dos personas que marcaron mi vida de una manera única e inolvidable. Mis abuelitos; Jorge y Rodrigo que, aunque ya no estén físicamente su amor y enseñanzas siguen vivos en mí, guiando mis pasos y dándole sentido a cada logro.

A mi abuelo Jorge, un hombre de sabiduría y dedicación. Gracias por enseñarle el valor del conocimiento a aquella niña que ponías a leer durante las vacaciones, sin saberlo, le regalaste algo más que libros, le mostraste que aprender no era una obligación sino una forma de crecer; tus enseñanzas no solo formaron mi mente sino también mi carácter y por ello estaré siempre agradecida.

A mi abuelo Rodrigo, mi gran amigo. Gracias por enseñarme a encontrar la alegría en las pequeñas cosas. Por creer en mí incluso cuando yo no lo hacía, por cada uno de tus consejos llenos de ternura y sabiduría, sembraste en mí el amor por las palabras y la certeza de que la vida, con sus retos y triunfos, siempre merece ser vivida con una sonrisa.

Hoy quisiera poder abrazarlos y compartir con ustedes esta meta, aunque no pueda hacerlo, los siento conmigo en cada latido, en cada paso y en el amor que nos une mutuamente. Estoy segura de que sonríen con orgullo, porque todo lo que compartieron conmigo sigue floreciendo en mí...Este trabajo es un homenaje a ustedes.

**"El amor trasciende el tiempo,
y las almas que nos enseñaron a vivir nunca nos abandonan;
caminan con nosotros para siempre."**

Maeba Milena, Nazareno Rosas.

RESUMEN

El presente trabajo de titulación desarrolla un sistema de medición no invasiva de glucosa basado en el Internet de las Cosas (IoT) para fines educativos en entornos de ingeniería orientados a aplicaciones médicas. La diabetes mellitus una enfermedad crónica de alta prevalencia a escala mundial requiere un monitoreo continuo para prevenir problemas graves. Sin embargo, los métodos invasivos tradicionales tales como las punciones capilares, causan incomodidad y escasa adherencia en los pacientes.

El propósito central de este proyecto es proponer un prototipo didáctico que utilice la técnica de la espectroscopía infrarroja junto con el chip de desarrollo o microcontrolador ESP32 TTGO y sensores ópticos para simular la medición de glucosa, evitando la necesidad de incisiones o pruebas que necesiten de muestras sanguíneas. Los datos son procesados y transmitidos a la plataforma ThingSpeak mediante WiFi, lo que permite la supervisión, visualización y almacenamiento de la información en tiempo real.

El diseño incluye una placa de circuito impreso (PCB) optimizada mediante el software de simulación de Proteus, la placa está enfocada principalmente en la portabilidad y bajo consumo energético, para ello se realizaron pruebas preliminares con el fin de evaluar la precisión de los sensores, la estabilidad de la conectividad IoT y el consumo energético; comparando los resultados con glucómetros comerciales como el dispositivo Accu-Chek, se determinó que el prototipo no está destinado a uso clínico, sino a facilitar el aprendizaje práctico de estudiantes de ingeniería, fomentando habilidades en electrónica, programación y telecomunicaciones. Los resultados evidencian la factibilidad del sistema como instrumento educativo, superando las restricciones de los prototipos anteriores en cuanto a portabilidad y conectividad. Este proyecto favorece el fomento de habilidades interdisciplinarias y el progreso de tecnologías accesibles para la enseñanza en ingeniería biomédica, con un enfoque ético en la privacidad y protección de la información.

Palabras clave: Medición no invasiva, glucosa, Internet de las Cosas (IoT), espectroscopia infrarroja, ESP32 TTGO, ingeniería biomédica, educación en ingeniería, ThingSpeak, portabilidad, conectividad.

ABSTRACT

This thesis develops a noninvasive glucose measurement system based on the Internet of Things (IoT) for educational purposes in engineering settings geared toward medical applications. Diabetes mellitus, a chronic disease with a high prevalence worldwide, requires continuous monitoring to prevent serious problems. However, traditional invasive methods such as capillary punctures cause discomfort and poor patient adherence.

The main goal of this project is to suggest an educational prototype that simulates glucose testing without the need for incisions or blood sample-taking tests by using infrared spectroscopy in conjunction with the ESP32 TTGO development chip or microcontroller and optical sensors. Wi-Fi is used to process the data and send it to the ThingSpeak platform, enabling real-time information monitoring, display, and storage.

A printed circuit board (PCB) optimized with Proteus simulation software is part of the design. The board's main priorities are portability and low power usage. Sensor accuracy, IoT connectivity stability, and battery consumption were assessed in preliminary experiments. After comparing the results with those of commercial glucometers, like the Accu-Chek gadget, it was concluded that the prototype is not meant for clinical use but rather to help engineering students learn through hands-on activities while developing their electronics, programming, and telecommunications skills. The outcomes show that the system is a viable educational tool that overcomes the mobility and connectivity issues of earlier iterations.

This project contributes to the development of interdisciplinary skills and the advancement of accessible technologies for biomedical engineering education, with an ethical focus on data privacy and security.

Keywords: Non-invasive measurement, glucose, Internet of Things (IoT), infrared spectroscopy, ESP32 TTGO, biomedical engineering, engineering education, ThingSpeak, portability, connectivity.

INTRODUCCIÓN

Este trabajo de titulación propone el desarrollo de un sistema de medición no invasiva de glucosa basado en IoT, diseñado específicamente para fines educativos en entornos de ingeniería orientados a aplicaciones médicas. Utilizando el microcontrolador ESP32 TTGO, sensores ópticos y plataformas como ThingSpeak, el proyecto busca crear una herramienta compacta, portátil y conectada que facilite el aprendizaje interdisciplinario. Mediante este prototipo los estudiantes podrán experimentar con tecnologías innovadoras, por ejemplo, la técnica de espectroscopia y los protocolos de comunicación inalámbrica, mientras se desarrollan competencias técnicas y éticas en el diseño de dispositivos biomédicos, además el proyecto expone las limitaciones de prototipos previos, como los desarrollados por la UTEQ y la UTA, enfocándose en mejorar la portabilidad, la integración IoT y la adaptabilidad educativa.

El documento está conformado por cuatro capítulos, el primero presenta el marco contextual del proyecto incluyendo antecedentes, planteamiento del problema y los objetivos, el segundo aborda el marco teórico detallando conceptos clave sobre la diabetes, tecnologías de medición no invasiva e IoT, el tercer capítulo describe el desarrollo técnico del prototipo, desde el diseño de la PCB hasta la integración con plataformas IoT y finalmente el cuarto capítulo que analiza los resultados obtenidos mediante la investigación, las conclusiones y recomendaciones para futuros desarrollos.

Este proyecto no solo contribuye al avance tecnológico en el monitoreo de glucosa, sino que también promueve la formación de ingenieros capaces de innovar en el campo de la salud con un enfoque ético y práctico.

ÍNDICE GENERAL

| | |
|---|--------------|
| TRIBUNAL DE SUSTENTACIÓN | II |
| CERTIFICACIÓN..... | III |
| DECLARACIÓN DE RESPONSABILIDAD | IV |
| CERTIFICACIÓN DE ANTIPLAGIO | V |
| AUTORIZACIÓN..... | VI |
| AGRADECIMIENTO | VII |
| DEDICATORIA | IX |
| RESUMEN..... | X |
| ABSTRACT..... | XI |
| INTRODUCCIÓN | XII |
| ÍNDICE DE FIGURAS..... | XVIII |
| ÍNDICE DE TABLAS..... | XX |
| ÍNDICE DE ABREVIATURAS | XXI |
| GLOSARIO | XXII |
| CAPITULO I..... | 24 |
| MARCO CONTEXTUAL DE LA INVESTIGACIÓN | 24 |
| 1.1. Antecedentes..... | 24 |
| 1.2. Planteamiento del Problema | 25 |
| 1.3. Formulación del Problema..... | 25 |
| 1.4. Sistematización y delimitación del Problema | 26 |
| 1.5. Descripción del Proyecto | 26 |
| 1.6. Objetivos del Proyecto..... | 27 |
| 1.6.1. Objetivo General:..... | 27 |
| 1.7. Justificación..... | 28 |

| | |
|--|-----------|
| 1.8. Alcance del Proyecto | 29 |
| 1.9. Metodología | 29 |
| CAPITULO II | 33 |
| MARCO TEÓRICO DE LA INVESTIGACIÓN | 33 |
| 2.1. Fundamentación teórica | 33 |
| 2.2. Conceptos básicos de glucosa e insulina | 33 |
| 2.2.1. Diabetes mellitus..... | 33 |
| 2.2.2. Diabetes tipo 1 | 34 |
| 2.2.3. Diabetes tipo 2 | 34 |
| 2.2.4. Diabetes gestacional | 34 |
| 2.3. Complicaciones de la diabetes | 35 |
| 2.4. Métodos de medición de glucosa | 36 |
| 2.4.1. Sensores invasivos | 36 |
| 2.4.2. Sensores mínimamente invasivos | 37 |
| 2.4.3. Sensores no invasivos | 37 |
| 2.5. Tecnologías de medición no invasivos | 37 |
| 2.5.1. Principios de la espectroscopia | 38 |
| 2.5.2. Espectroscopia de infrarrojo cercano (NIR) | 38 |
| 2.5.3. Espectroscopia Raman | 39 |
| 2.5.4. Espectroscopia de impedancia | 39 |
| 2.6. Introducción a IoT y comunicaciones | 40 |
| 2.6.1. Conceptos y definiciones de IoT | 40 |
| 2.6.2. Arquitectura de redes IoT | 40 |
| 2.6.3. Aplicaciones educativas IoT en ingeniería biomédica | 41 |
| 2.7. Protocolos y estándares de comunicación | 41 |
| 2.8. Aplicaciones de IoT en salud | 42 |

| | | |
|--|--|-----------|
| 2.8.1. | Conceptos y definiciones | 42 |
| 2.8.2. | Aplicaciones en el monitoreo de glucosa | 43 |
| 2.9. | Ventajas y desafíos en la salud | 43 |
| 2.9.1. | Ventajas | 43 |
| 2.9.2. | Desafíos | 44 |
| 2.10. | Módulos de comunicación | 45 |
| 2.10.1. | Bluetooth..... | 45 |
| 2.10.2. | WiFi | 45 |
| 2.11. | Análisis de Datos en medición de glucosa | 45 |
| 2.11.1. | Técnicas de procesamiento de señales..... | 46 |
| 2.11.2. | Algoritmos de procesamientos para simulación educativa | 46 |
| 2.12. | Estudios y prototipos previos | 46 |
| 2.12.1. | Dispositivos existentes..... | 47 |
| 2.12.2. | Glucómetros invasivos..... | 47 |
| 2.12.3. | Glucómetros no invasivos..... | 47 |
| 2.12.4. | Aplicaciones académicas de prototipos no invasivos | 48 |
| 2.13. | Innovaciones en la medición no invasiva de glucosa | 48 |
| 2.14. | Futuro del IoT en la gestión de la diabetes | 49 |
| 2.14.1. | Monitorización continua y en tiempo real | 49 |
| 2.14.2. | Integración de datos y gestión de salud | 49 |
| 2.14.3. | Perspectivas futuras y desarrollo de nuevas tecnologías | 50 |
| 2.15. | Impacto educativo del uso de dispositivos biomédicos simulados | 50 |
| 2.16. | Consideraciones éticas en el uso de dispositivos biomédicos en la educación | 51 |
| CAPITULO III..... | | 53 |
| DESARROLLO DE LA PROPUESTA..... | | 53 |

| | |
|---|-----------|
| 3.1. Componentes de la propuesta | 53 |
| 3.1.1. Componentes físicos | 53 |
| 3.1.2. Componentes lógicos | 64 |
| 3.2. Diseño de la propuesta | 67 |
| 3.2.1. Diseño de la placa PCB usando Proteus | 69 |
| 3.3. Implementación del diseño de la propuesta | 77 |
| 3.3.1. Ensamblaje del hardware | 77 |
| 3.3.2. Configuración del ESP32 y pruebas de sensores | 79 |
| 3.3.3. Desarrollo del software del sistema | 79 |
| 3.3.4. Integración con la plataforma IoT | 82 |
| 3.3.5. Pruebas preliminares de medición | 83 |
| 3.4. Validación y pruebas del prototipo | 84 |
| 3.4.1. Pruebas de precisión de sensores | 84 |
| 3.4.2. Evaluación de conectividad IoT | 85 |
| 3.4.3. Comparación con glucómetros convencionales | 85 |
| 3.4.4. Análisis de consumo energético | 86 |
| CAPITULO IV | 86 |
| CÁLCULOS Y ANALISIS DE RESULTADOS | 86 |
| 4.1. Cálculos de rendimiento del sistema | 86 |
| Precisión de los Sensores (Error Absoluto Medio) | 86 |
| Tasa de éxito de transmisión de datos | 87 |
| Eficiencia energética (Duración de la batería) | 87 |
| 4.2. Análisis de resultados | 87 |
| CONCLUSIONES | 89 |
| RECOMENDACIONES | 90 |
| PRESUPUESTO | 91 |

| | |
|--|-----------|
| RECURSOS | 92 |
| REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS | 93 |
| ANEXOS | 99 |
| <i>Código de Prueba funcional para medición de glucosa</i> | 99 |
| <i>Archivo JSON para la creación de interfaz en ThingSpeak</i> | 102 |
| <i>Creación de la placa de circuito impreso</i> | 110 |
| <i>Creación y pruebas del prototipo</i> | 111 |

ÍNDICE DE FIGURAS

| | |
|---|----|
| Figura 1: ESPN 32 TTGO..... | 53 |
| Figura 2: Pines de conexión ESP32 TTGO. | 54 |
| Figura 3: Emisor infrarrojo VSMB3910X01..... | 56 |
| Figura 4: Fotodiodo TEMD5110X01..... | 57 |
| Figura 5: Batería recargable Li-Po..... | 57 |
| Figura 6: Módulo de carga TP4056..... | 58 |
| Figura 7: Regulador de voltaje AMS1117..... | 59 |
| Figura 8: Amplificador operacional LM358. | 59 |
| Figura 9: Cristal de cuarzo. | 60 |
| Figura 10: Resistencias. | 61 |
| Figura 11: Condensadores..... | 62 |
| Figura 12: Headers macho-hembra. | 62 |
| Figura 13. Conectores JST de 2 pines..... | 63 |
| Figura 14: Conector micro-USB..... | 63 |
| Figura 15: Baquelita..... | 64 |
| Figura 16: Plataforma para modelado de diseño PCB Proteus. | 66 |
| Figura 17: Plataforma para codificación Arduino IDE. | 66 |
| Figura 18: ThingSpeak..... | 67 |
| Figura 20:Prototipo IoT del glucómetro 68 | 68 |
| Figura 24: Instalador Proteus..... | 69 |
| Figura 25:Selección de carpeta. | 70 |
| Figura 26: Proceso de instalación. | 71 |
| Figura 27: Proceso de finalización de la instalación..... | 71 |
| Figura 28: Panel de trabajo en Proteus..... | 72 |
| Figura 29: Carpeta principal de librerías..... | 72 |
| Figura 30: Carpeta Data (librerías). | 72 |
| Figura 31: Copiado de librerías..... | 73 |
| Figura 32: Carpeta de librerías..... | 73 |
| Figura 33: Verificación de la librerías..... | 74 |
| Figura 34: Esquemático funcional del Glucómetro 75 | 75 |

| | |
|--|----|
| Figura 35: Modelado placa PCB..... | 76 |
| Figura 36: Creación de las pistas. | 77 |
| Figura 37: Prototipo funcional del Glucómetro. | 78 |
| Figura 38:Diseño de la carcasa en 3D..... | 78 |
| Figura 39: Pantalla de inicio en ThingSpeak. | 80 |
| Figura 40: Pantalla de monitoreo de glucosa en tiempo real. | 81 |

ÍNDICE DE TABLAS

| | |
|---|------|
| Tabla 1: Términos médicos de glucosa. | XXII |
| Tabla 2: Tipos de diabetes y rangos glucémicos. | 35 |
| Tabla 3: Comparación de tecnologías de medición de glucosa. | 42 |
| Tabla 4: Características comparativas de MQTT, CoAP y HTTP/HTTPS para redes IoT. | 42 |
| Tabla 5: Especificaciones técnicas del microcontrolador ESP 32 TTGO. | 54 |
| Tabla 6: Funciones y Conexiones de los Pines del ESP 32 TTGO. | 55 |
| Tabla 7: Especificaciones técnicas del emisor infrarrojo VSMB3910X01. | 56 |
| Tabla 8: Especificaciones técnicas del fotodiodo TEMD5110X01. | 56 |
| Tabla 9: Especificaciones técnicas de la batería Li-Po. | 57 |
| Tabla 10: Especificaciones técnicas del módulo TP4056. | 58 |
| Tabla 11: Especificaciones técnicas del AMS1117. | 58 |
| Tabla 12: Especificaciones técnicas del LM358. | 59 |
| Tabla 13: Especificaciones técnicas del cristal de cuarzo. | 60 |
| Tabla 14: Especificaciones técnicas de los valores de resistencias utilizadas. | 60 |
| Tabla 15: Especificaciones técnicas de condensadores utilizados. | 61 |
| Tabla 16: Especificaciones técnicas de la placa FR4. | 64 |
| Tabla 17: Comparación de mediciones de glucosa (Prototipo vs. Accu-Chek) | 84 |
| Tabla 18: Resumen de métricas de rendimiento del sistema | 88 |
| Tabla 19: Materiales para el glucómetro no invasivo | 91 |
| Tabla 20: Recursos utilizados para el diseño y monitoreo del glucómetro. | 92 |

ÍNDICE DE ABREVIATURAS

| Abreviatura | Descripción |
|--------------------|---|
| CGM | Monitoreo Continuo de Glucosa (<i>Continuous Glucose Monitoring</i>) |
| CoAP | Protocolo de Aplicación Restringida (<i>Constrained Application Protocol</i>) |
| FFT | Transformada Rápida de Fourier (<i>Fast Fourier Transform</i>) |
| HTTP/HTTPS | Protocolo de Transferencia de Hipertexto/Seguro (<i>HyperText Transfer Protocol/Secure</i>) |
| IoT | Internet de las Cosas (<i>Internet of Things</i>) |
| MQTT | Transporte de Telemetría de Colas de Mensajes (<i>Message Queuing Telemetry Transport</i>) |
| NIR | Espectroscopia de Infrarrojo Cercano (<i>Near-Infrared Spectroscopy</i>) |
| OGTT | Prueba Oral de Tolerancia a la Glucosa (<i>Oral Glucose Tolerance Test</i>) |
| PCB | Placa de Circuito Impreso (<i>Printed Circuit Board</i>) |
| Ppm | Partes por Millón (<i>Parts Per Million</i>) |
| UTA | Universidad Técnica de Ambato |
| UTEQ | Universidad Técnica Estatal de Quevedo |

GLOSARIO

Tabla 1: Términos médicos de glucosa.

| Término | Definición |
|-----------------------|--|
| Diabetes mellitus | Enfermedad de larga duración se caracteriza principalmente por los niveles elevados de glucosa en la sangre debido a complicaciones con la producción de insulina. |
| Glucosa | Azúcar simple normalmente producida por alimentos altos en carbohidratos que sirve como fuente de energía para el cuerpo. |
| Insulina | Hormona producida por el cuerpo que cumple la función de absorber la glucosa. |
| Glucagón | Termino usado para denominar niveles excesivos de glucosa que se encuentran acumulados en el hígado. |
| Hiper glucemia | Altos niveles de glucosa en la sangre |
| Hipogluccemia | Bajos niveles de glucosa en sangre |
| Glucómetro | Dispositivo medico usado para medir la glucosa a través de punciones capilares. |
| Espectroscopia | Técnica usada en este contexto para el análisis de sangre sin necesidad de extraerla. |
| Retinopatía diabética | Complicación a causa de la enfermedad que deteriora los vasos sanguíneos. |
| Nefropatía diabética | Complicación a causa de la enfermedad que daña los riñones. |

| Término | Definición |
|------------------------|--|
| Neuropatía diabética | Complicación a causa de la enfermedad perjudicial para los nervios. |
| Cetoacidosis diabética | Complicación mortal de la enfermedad debido a la concentración de cetonas. |

CAPITULO I

MARCO CONTEXTUAL DE LA INVESTIGACIÓN

1.1. Antecedentes

El seguimiento de los niveles de glucosa es fundamental para la gestión y control de la diabetes mellitus, una enfermedad de curso continuo que afecta aproximadamente a 463 millones de personas en el mundo [1]. Los métodos de medición de glucosa tradicionales se basados en incisiones capilares; son invasivamente dolorosos y pueden reducir la adherencia al monitoreo regular debido a esto, las tecnologías no invasivas combinadas con el internet de las cosas han surgido como soluciones prometedoras para mejorar la calidad de vida de los pacientes y facilitar la educación en ingeniería biomédica.

En el Ecuador existen estudios de prototipos que implementan el método no invasivo para tomar pruebas de glucosa y una investigación más reciente es la de la universidad técnica estatal de Quevedo, que ha desarrollado un prototipo no invasivo basado en espectroscopia infrarroja utilizando diodos emisores y receptores de luz infrarroja. Este dispositivo envía los datos para ser visualizados en una pantalla LCD y los transmite a una aplicación móvil mediante vía bluetooth con un margen de error de $\pm 10\%$ con respecto a glucómetros invasivos [2]. Sin embargo; presenta limitaciones en cuanto a la portabilidad debido a su tamaño robusto, también presenta limitantes con cuestión al consumo energético; así como en la integración con plataformas IoT avanzadas lo que restringe su uso en entornos educativos dinámicos.

Otro artículo local para esta investigación es el de la universidad técnica de Ambato donde se diseñó un prototipo de glucómetro no invasivo utilizando espectroscopia infrarroja y un diseño de doble haz para corregir fluctuaciones en la fuente de luz, este sistema emplea fotodiodos de silicio y un microcontrolador llamado PIC16F873A, calibrado con concentraciones de oxima de glucosa entre 5 y 15 *ppm* [3], aunque demostró viabilidad técnica; su diseño no es compacto y carece de integración IoT limitando su aplicabilidad para fines educativos.

A escala mundial avances tecnológicos y científicos como el sensor de papel basado en la recepción de datos de glucosa por medio de la fluorescencia de la Universidad Autónoma de Madrid destacan por medir y cuantificar la glucosa en fluidos lagrimales empleando nanopartículas dopadas con tierras raras lo que podría ser útil en contextos con potencial para

entornos educativos debido a su simplicidad y costo reducido [4]. Estos antecedentes resaltan la importancia y relevancia de crear prototipos no invasivos con IoT para capacitar y formar estudiantes de ingeniería en aplicaciones o usos médicos.

1.2. Planteamiento del Problema

La diabetes mellitus es una enfermedad metabólica que ocurre cuando el cuerpo no puede procesar adecuadamente la azúcar, ocasionando que los niveles de glucosa se eleven en la sangre, en Ecuador se han registrado casos de dicha enfermedad con un aproximado del 7% en adultos [5]; para prevenir complicaciones medicas como la retinopatía, nefropatía o neuropatía; se requiere de un monitoreo constante para que se dé un tratamiento adecuado, a pesar de ello los métodos invasivos actuales como las punciones digitales generan dolor, riesgo de infecciones y una baja constancia de monitoreo especialmente en poblaciones más jóvenes o con acceso limitado a recursos médicos.

En el contexto educativo los prototipos no invasivos permiten a los estudiantes de ingeniería explorar tecnologías biomédicas avanzadas; como sensores ópticos y sistemas de implementación IoT, fomentando habilidades prácticas y teóricas. Sin embargo los dispositivos existentes, como los de la investigación de la UTEQ y UTA presentan desafíos en portabilidad, integración IoT y precisión, lo que limita su uso como herramientas educativas efectivas, por eso surge la necesidad de diseñar un sistema no invasivo de medición de glucosa que sea compacto y se encuentre conectado mediante WiFi para que se puedan visualizar los datos en distintas plataformas mediante el IoT y optimizado para entornos de aprendizaje en ingeniería orientada a aplicaciones médicas.

1.3. Formulación del Problema

El siguiente estudio busca dar respuesta a las siguientes interrogantes:

- ¿De qué manera se pueden integrar tecnologías IoT en un sistema de medición no invasivo de glucosa para que tenga la funcionalidad como una herramienta educativa?
- ¿Cuáles son los retos técnicos que existen para garantizar la portabilidad y conectividad de un prototipo educativo con bases en sensores no invasivos?

- ¿Cuáles son las estrategias que pueden implementarse en la creación del diseño para realizar un dispositivo que sea compacto y ergonómico que facilite el aprendizaje en los estudiantes?

1.4. Sistematización y delimitación del Problema

El proyecto se enfoca en el diseño y desarrollo de un prototipo educativo para medir glucosa no invasivamente, utilizando espectroscopia infrarroja y tecnología IoT, los parámetros incluyen:

- **Integración IoT:** Utilizar los protocolos WiFi como HTTP, para el envío de datos a dispositivos finales como celulares, computadoras o plataformas en la nube facilitando de esa manera el aprendizaje remoto.
- **Portabilidad y ergonomía:** Mediante la aplicación del software Proteus se diseña la placa PCB para optimizar, minimizar el tamaño y mejorar su funcionalidad para ámbitos educativos.
- **Técnicas no invasivas:** Implementación de la técnica de espectroscopia infrarroja para eliminar las muestras de sangre a través de punciones y esto se realizará mediante la calibración precisa de los sensores.
- **Pruebas funcionales:** Evaluación de la funcionalidad del prototipo en entornos educativos controlados, haciendo evaluaciones comparaciones con los métodos de medición de glucosa tradicionales, pero exceptuando pruebas para ámbito médico.

El proyecto se delimitará solamente al diseño y evaluación de un prototipo en contextos educativos, excluyendo pruebas clínicas o aplicaciones médicas reales, el proyecto estará sujeto a restricciones de tiempo, presupuesto y disponibilidad de materiales.

1.5. Descripción del Proyecto

El siguiente proyecto tiene como objetivo el análisis y diseño de un prototipo educativo de medición no invasiva de glucosa basado en la tecnología IoT utilizando el módulo ESP32 TTGO y sensores ópticos infrarrojos que serán utilizados para la conversión de las señales emitidas a una señal digital, el modelo permitirá a los estudiantes de ingeniería explorar conceptos de medición de variables biológicas, procesamiento de datos y conectividad inalámbrica con protocolos WiFi en un entorno de simulado y monitoreo de glucosa.

En la fase inicial se investigarán dispositivos con funcionalidad y características similares al igual que su integración con IoT, analizando proyectos locales e internacionales para identificar las posibles mejoras en el prototipo posterior a ello se seleccionarán componentes electrónicos incluyendo los sensores ópticos y el microcontrolador principalmente para la codificación y conexión a la plataforma, los sensores serán optimizados para bajo costo y disponibilidad en Ecuador; el diseño de la placa PCB se realizará con el software Proteus, asegurando un dispositivo compacto y funcional.

Después de haber realizado la integración de los componentes, se elaborará un algoritmo para el manejo y monitoreo de datos simulados de glucosa y serán enviados a una plataforma en la nube con la ayuda del WiFi, el prototipo se evaluará en contextos educativos para medir su eficacia como instrumento de enseñanza registrando los datos para futuras optimizaciones y mejoras.

1.6. Objetivos del Proyecto

1.6.1. Objetivo General:

Desarrollar un sistema de medición no invasivo de glucosa, mediante tecnología IoT para fines educativos en entornos de ingeniería, orientado a aplicaciones médicas.

Objetivos específicos:

- Llevar a cabo una investigación previa sobre dispositivos de medición no invasiva de glucosa y su integración con tecnologías IoT mediante el estudio de desarrollos anteriores, metodologías y avances relevantes en el campo; con el fin de identificar el estado del arte.
- Evaluar y seleccionar componentes electrónicos adecuados para la elaboración del prototipo de medición no invasivo de glucosa en el entorno educativo por medio del análisis de precisión, su rendimiento, la compatibilidad con el diseño; costos y disponibilidad para validar su certificación.
- Elaborar una placa PCB utilizando el software Proteus tomando en cuenta aspectos como el tamaño, la organización de los componentes de la placa; el camino de las pistas, las normas de diseño y la generación de archivos Gerber para su correspondiente producción.

- PCB usando el software Proteus mediante la consideración de factores como el tamaño, la disposición de los componentes de la placa, el enrutamiento de las pistas; las reglas del diseño y la creación de archivos Gerber para su debida fabricación.
- Incorporar los elementos electrónicos en la placa PCB utilizando adecuadamente la ubicación establecida en el diseño del software para simplificar su montaje y asegurar su eficacia en la medición de glucosa en la sangre.
- Desarrollar una aplicación basada en IoT utilizando el protocolos Wifi que permitan recopilar, procesar y enviar datos a dispositivos en tiempo real, para garantizar su funcionalidad precisa en la transmisión confiable de la información.
- Realizar pruebas de funcionalidad del prototipo de glucosa no invasivo en entornos educativos, con el fin de monitorear y garantizar la fiabilidad del proyecto para su uso en futuros desarrollos o mejoras.

1.7. Justificación

La diabetes mellitus afecta a aproximadamente 357 millones de personas en el mundo [6] y su prevalencia en adultos ecuatorianos alcanza el 7,2% [5]. El monitoreo regular de la glucosa en sangre es clave para la prevención de complicaciones graves como la retinopatía o la nefropatía diabética [7]. Sin embargo, el carácter invasivo de los métodos tradicionales disminuye la adherencia al tratamiento, especialmente en personas jóvenes o con recursos limitados [8].

Los sistemas de medición de glucosa no invasivos, junto con la tecnología IoT, ofrecen una opción eficiente, cómoda y sin sufrimiento en el ámbito educativo, estas soluciones constituyen una valiosa oportunidad para la educación de estudiantes en campos como la electrónica, las telecomunicaciones y las aplicaciones médicas, la oportunidad de diseñar e interactuar con prototipos que incorporan sensores ópticos, microcontroladores y plataformas de visualización en la nube, potencia la comprensión practica de conceptos completos.

Este proyecto busca, además, superar las limitaciones observadas en prototipos anteriores desarrollados por la UTEQ y la UTA, mediante un enfoque en la miniaturización, conectividad y eficiencia energética [2] [3]. Al centrarse en el entorno educativo, el diseño incorpora herramientas que permiten a los estudiantes experimentar con tecnologías actuales, desarrollar

competencias profesionales y reflexionar sobre los desafíos éticos y técnicos de los dispositivos biomédicos [9].

1.8. Alcance del Proyecto

El proyecto incluye el diseño, el desarrollo y la evaluación inicial del prototipo educativo para medir glucosa de manera no invasiva; empleando la espectroscopía infrarroja y las tecnologías IoT. Esto también comprende la comparación con métodos convencionales y prototipos locales. Sin embargo, no contempla pruebas clínicas, certificaciones médicas ni producción a gran escala; el énfasis se centra en la usabilidad educativa, con exámenes en ambientes controlados.

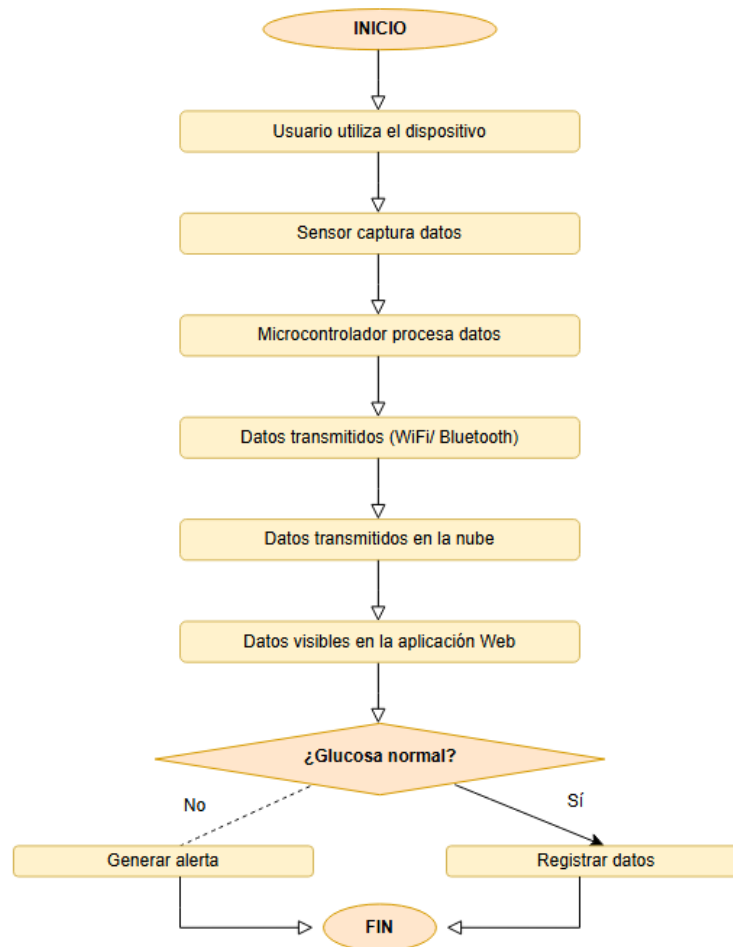
1.9. Metodología

Para el desarrollo de este proyecto se aplican los siguientes métodos desde la formulación de la propuesta pasando por la investigación preliminar hasta la obtención de los resultados esperados:

- **Investigación exploratoria:** Se realiza una recopilación exhaustiva de información en repositorios digitales, trabajos académicos, artículos científicos y otras fuentes pertinentes este proceso proporciona una base sólida para el desarrollo de la propuesta en el contexto universitario la revisión incluye estudios sobre la medición no invasiva de glucosa y el uso de tecnologías IoT en el monitoreo de salud con la integración de sensores ópticos y microcontroladores como el ESP32 TTGO con fines formativos.
- **Investigación diagnóstica:** Se analizan trabajos previos de distintos autores vinculados a las áreas de electrónica; telecomunicaciones e ingeniería biomédica con el fin de obtener una visión integral de las soluciones existentes esta etapa contempla la evaluación de las ventajas y limitaciones de los métodos actuales de medición de glucosa, así como el análisis de tecnologías emergentes aplicables en un entorno educativo.
- **Investigación experimental:** Se examina la compatibilidad y el uso del ESP32 TTGO con módulos de comunicación como WiFi y se diseña una placa PCB; utilizando el software Proteus este proceso permite optimizar los recursos disponibles y demostrar la viabilidad técnica del sistema propuesto la fase experimental incluye la creación y prueba de prototipos el diseño del esquema eléctrico el enrutado de la placa y la ejecución de un

banco de pruebas para evaluar el rendimiento del sistema en la simulación de la medición de glucosa.

Estos métodos son fundamentales para el desarrollo de un sistema IoT orientado a fines educativos en el campo de la medición no invasiva de glucosa abarcando tanto los aspectos teóricos como prácticos del proyecto y asegurando que los resultados obtenidos sean aplicables y confiables en el contexto formativo de la ingeniería aplicada a la salud.



A continuación, se detallan los pasos del proceso operativo del sistema de medición no invasiva de glucosa basado en IoT:

- **Inicio:** En esta sección, el sistema se activa cuando el usuario inicia el uso del dispositivo de medición no invasiva de glucosa.

- **Uso del dispositivo:** La función del prototipo se ve comprobada cuando el usuario coloca la piel en la zona designada del dispositivo, permitiendo que los sensores ópticos comiencen la toma de mediciones sin necesidad de incisiones o procedimientos invasivos.
- **Captura de datos por el sensor:** El sensor óptico ubicado en el dispositivo no invasivo cumple la función de capturar los datos fisiológicos del tejido capilar; que tienen relación con la concentración de glucosa utilizando los principios de la espectroscopia infrarroja.
- **Procesamiento de datos en el microcontrolador:** la placa de desarrollo o microcontrolador ESP 32 TTGO es el encargado de recibir las señales enviadas por el sensor; ejecutando el algoritmo de procesamiento digital para convertir las señales analógicas en datos cuantificables interpretando los niveles de glucosa.
- **Transmisión de datos vía WiFi:** Los datos procesados son enviados desde el microcontrolador a un dispositivo receptor; mediante protocolos de comunicación inalámbrica WiFi garantizando una conexión eficiente y segura.
- **Transmisión de datos a la nube:** Los datos recibidos son sincronizados con una plataforma en la nube en este caso se usará la aplicación de ThingSpeak, que se puede almacenar datos mediante conexión a internet permitiendo una gestión remota de la información para su análisis.
- **Visualización de datos en la aplicación web:** La información anteriormente almacenada directamente de la aplicación a la nube; se presenta al usuario a través de una interfaz web desarrollada específicamente para el monitoreo de glucosa facilitando la consulta de los valores en tiempo real desde cualquier dispositivo con acceso a la red.
- **Verificación del nivel de glucosa:** El prototipo realiza una verificación automática. Para determinar si los niveles de glucosa medidos se encuentran dentro del rango normal definido.
- **Si las concentraciones de glucosa se conservan en su nivel habitual:** El sistema lleva a cabo el registro automático de la información en la base para su conservación y monitoreo.

- **Si los niveles de glucosa no están dentro del límite establecido:** El sistema genera una alerta inmediata que se comunica al usuario o al personal sanitario responsable para que implementen las medidas necesarias.
- **Fin del proceso:** El procedimiento concluye después de documentar los datos o emitir la alerta quedando listo para una nueva evaluación cuando el usuario lo requiera.

CAPITULO II

MARCO TEÓRICO DE LA INVESTIGACIÓN

2.1. Fundamentación teórica

Este capítulo presenta los fundamentos teóricos necesarios para comprender el contexto de la investigación sobre la diabetes mellitus se abordan conceptos clave como la glucosa, la insulina, los tipos de diabetes con sus complicaciones y las tecnologías asociadas incluyendo métodos de medición de glucosa y aplicaciones del Internet de las Cosas (IoT); el objetivo es proporcionar una base sólida para entender los avances científicos y tecnológicos en el monitoreo y tratamiento de la diabetes, con énfasis en enfoques no invasivos y su impacto educativo [10].

2.2. Conceptos básicos de glucosa e insulina

La glucosa es un monosacárido esencial para el metabolismo energético de las células ya que es la principal fuente de energía se obtiene de la dieta a través de la digestión de carbohidratos como el almidón y el azúcar; la glucosa es transportada a través del torrente sanguíneo a las células del cuerpo donde es utilizada para producir energía, mediante la respiración celular [10].

La insulina es una hormona producida por las células beta del páncreas; es fundamental para el metabolismo de la glucosa. La insulina permite que la glucosa entre en las células del cuerpo especialmente en las células musculares y hepáticas, donde se convierte en energía o se almacena como glucógeno para uso futuro, la insulina también inhibe la producción de glucosa en el hígado y promueve la síntesis de lípidos y proteínas [11].

Cuando los niveles de glucosa en sangre aumentan después de una comida el páncreas libera la insulina esto facilita la captación de glucosa por las células y reduce los niveles de glucosa en sangre. Por otro lado, cuando los niveles de glucosa disminuyen, el páncreas libera glucagón, otra hormona que estimula la liberación de glucosa almacenada en el hígado, restaurando así los niveles de glucosa en sangre a un rango normal [12].

2.2.1. Diabetes mellitus

La diabetes mellitus es un grupo de trastornos metabólicos que se caracterizan por hiperglucemia crónica debido a defectos en la secreción de insulina, en la acción de la insulina, o en ambas.

Esta hiperglucemia crónica puede llevar a daño, disfunción y fallo de varios órganos, especialmente los ojos, los riñones, los nervios, el corazón y los vasos sanguíneos [13].

2.2.2. Diabetes tipo 1

La diabetes tipo 1 es una enfermedad autoinmune en la que el sistema inmunológico destruye las células beta del páncreas, responsables de la producción de insulina. Como resultado, las personas con diabetes tipo 1 tienen una deficiencia absoluta de insulina y requieren inyecciones de insulina para sobrevivir. Esta forma de diabetes es más comúnmente diagnosticada en niños y adultos jóvenes, aunque puede aparecer a cualquier edad. Los síntomas típicos incluyen poliuria (micción frecuente), polidipsia (sed excesiva), polifagia (hambre excesiva) y pérdida de peso inexplicable [14].

2.2.3. Diabetes tipo 2

La diabetes tipo 2 es la clase más común que existe de la enfermedad, generalmente sus diagnósticos representan el 90 – 95% de todos los casos de esta enfermedad, normalmente se caracteriza por la resistencia y deficiencia respecto a la insulina, este tipo de diabetes es más habitual en adultos mayores; aunque la aparición en niños y adolescentes ha aumentado debido a la epidemia de obesidad; los factores de riesgo incluyen historiales médicos por parte de familiares que tienen la enfermedad, el exceso de peso tanto como llevar un estilo de vida sedentaria y dietas no saludables. Los síntomas pueden ser similares a los de la diabetes tipo 1 pero a menudo son menos pronunciados y se desarrollan lentamente. El tratamiento incluye modificaciones en el estilo de vida, medicamentos orales y, en algunos casos, insulina [15].

2.2.4. Diabetes gestacional

La diabetes gestacional es una forma de diabetes que se desarrolla durante el embarazo y generalmente desaparece después del parto. Afecta aproximadamente al 2 – 10% de los embarazos. Esta condición aumenta el riesgo de complicaciones tanto para la madre como para el bebé, incluyendo macrosomía (bebé grande para la edad gestacional), parto prematuro, y preeclampsia. Las mujeres con diabetes gestacional tienen un mayor riesgo de desarrollar diabetes tipo 2 en el futuro [16].

Tabla 2: Tipos de diabetes y rangos glucémicos.

| Tipo de diabetes | Ayunas (mg/dL) | postprandial (mg/dL) |
|----------------------|----------------|----------------------|
| Diabetes mellitus 1 | 126 ml/dL | 200ml/dL |
| Diabetes mellitus 2 | 126 ml/dL | 200ml/dL |
| Diabetes gestacional | 92 ml/dL | 153ml/dL |
| Persona sin diabetes | 100 ml/dL | 140ml/dL |

2.3. Complicaciones de la diabetes

La diabetes en caso de que no sea controlada de manera adecuada puede llegar a ocasionar una serie de complicaciones severas, las complicaciones agudas mencionadas incluyen la hipoglucemia; que se representa por niveles bajos de azúcar en la sangre y la cetoacidosis diabética; una condición grave que se produce cuando el cuerpo genera niveles altos de cetonas debido a la falta de insulina.

Las complicaciones crónicas que se pueden desarrollar gradualmente y pueden afectar varios sistemas del cuerpo son las siguientes:

- **Retinopatía diabética:** La elevación sostenida de los niveles de glucosa en sangre puede afectar los vasos sanguíneos de la retina lo que puede resultar en pérdida visual e incluso en ceguera; esta condición es la causa más frecuente de ceguera en adultos en edad productiva [17].
- **Nefropatía diabética:** El deterioro de los vasos sanguíneos pequeños en los riñones puede provocar una insuficiencia renal; la diabetes figura entre las causas más comunes de insuficiencia renal en etapa terminal la cual puede necesitar tratamientos como diálisis o un trasplante de riñón [18].
- **Neuropatía diabética:** Ocasionada principalmente por el exceso de azúcar en la sangre (hiperglucemia), puede afectar de manera directa al sistema nervioso en todo el cuerpo comúnmente su afección se nota en las piernas, esto puede causar mucho dolor

acompañado con entumecimientos en la zona de los pies y problemas con la digestión [19].

- **Enfermedad cardiovascular:** Este tipo de afección puede ocasionar que las personas que poseen esta enfermedad tengan un alto índice de riesgo de sufrir del corazón, las causas pueden aparecer como ataques cardíacos, accidentes cerebrovasculares como también de las arterias, la enfermedad cardiovascular en personas con diabetes incluso puede aumentar el riesgo de muerte [20].

El manejo adecuado de la diabetes implica un control estricto de los niveles de glucosa en la sangre como también en la presión arterial y los lípidos junto con un estilo de vida saludable y visitas regulares con el médico de confianza o institución médica donde ya ha existido un seguimiento adecuado de la enfermedad, la educación del paciente y el autocontrol son de suma importancia para prevenir la aparición de complicaciones [10].

2.4. Métodos de medición de glucosa

Es crucial registrar de manera constante los niveles de glucosa para el control y seguimiento de la diabetes mellitus. Los progresos tecnológicos han permitido la formación de tres categorías fundamentales de sensores invasivos, mínimamente invasivos y no invasivos cada uno con sus respectivos beneficios.

2.4.1. Sensores invasivos

Los sensores invasivos son aparatos que necesitan penetrar la piel para obtener acceso al fluido intersticial o sanguíneo de glucosa. Estos dispositivos utilizan tecnología electroquímica o de espectroscopia para determinar de manera directa la concentración de glucosa desde su procedencia biológica.

Según la Asociación Americana de Diabetes [10], los sensores invasivos proporcionan mediciones extremadamente precisas debido a su proximidad con la fuente de glucosa. Son particularmente adecuados para entornos clínicos donde la exactitud es crucial, como en hospitales e investigaciones de investigación.

No obstante, estos sensores pueden provocar molestias y peligros relacionados con la inserción reiterada de agujas, tal como indica [21]. Este factor restringe su aplicación a corto plazo y puede influir en el cumplimiento del tratamiento en ciertos paciente y registrar los niveles.

2.4.2. Sensores mínimamente invasivos

Los sensores mínimamente invasivos trabajan bajo un progreso tecnológico que disminuye la invasión y potencia la comodidad del paciente en contraposición a los sensores invasivos convencionales. Estos aparatos necesitan una mínima inserción en la piel para obtener acceso al líquido intersticial y efectuar mediciones constantes de glucosa

De acuerdo con la Federación Internacional de Diabetes [12], los sensores de mínima invasión pueden proporcionar una exactitud similar a la de los sensores invasivos. Emplean tecnologías como micro agujas o sensores adhesivos para supervisar de forma constante los niveles de glucosa, lo que los convierte en idóneos para usos ambulatorios y de seguimiento a largo plazo. Si bien estos aparatos son menos invasivos, todavía pueden enfrentarse a retos en cuanto a la exactitud y estabilidad de las mediciones, particularmente vinculados con la ubicación del sensor y las particularidades personales de la piel del paciente [21].

2.4.3. Sensores no invasivos

Los sensores no invasivos son aparatos que facilitan el control de glucosa sin necesidad de penetrar la piel o recolectar fluidos; estos dispositivos suelen emplear métodos y tecnologías como la espectroscopia infrarroja la impedancia eléctrica y la absorción de luz para calcular los niveles de glucosa en la piel u otras partes del cuerpo.

Según la Asociación Americana de Diabetes [10] los sensores no invasivos proporcionan mediciones constantes y sin sufrimiento optimizando la experiencia del paciente y permitiendo un seguimiento regular de la glucosa, no obstante, la exactitud dada puede ser influenciada por elementos como la variabilidad entre individuos y las interferencias del entorno.

La Federación Internacional de Diabetes [12], toma en consideración beneficios potenciales, los sensores no invasivos en la actualidad aun enfrentan desafíos técnicos significativos para garantizar mediciones precisas y confiables en todos los entornos clínicos y situaciones.

2.5. Tecnologías de medición no invasivos

El avance en tecnologías de medición de glucosa no invasivas ha sido un área de investigación a gran escala debido a la necesidad de procedimientos menos molestos y más seguros para los pacientes. Estas tecnologías utilizan fundamentos de espectroscopia que facilitan la identificación de glucosa por medio de la piel sin requerir muestras sanguíneas.

2.5.1. Principios de la espectroscopia

La espectroscopia una técnica usada en el análisis e interacción de los asés de luz con la materia al iluminar una muestra biológica con luz de diferentes longitudes de onda se pueden obtener espectros que reflejan las propiedades químicas y físicas de la muestra, estos espectros se utilizan para identificar y cuantificar diferentes componentes incluida la glucosa [22].

Las investigaciones de espectroscopia se centran en la absorción junto con la dispersión y liberación de la luz esto hace que diferentes moléculas absorban luz a diferentes longitudes de onda. Creando un espectro único que puede ser analizado para determinar la concentración de glucosa. Algunas técnicas de espectroscopía abarcan la espectroscopia de infrarrojo cercano; la espectroscopia Raman y la espectroscopia de impedancia [12].

La fórmula fundamental de absorción de luz conocida también como la Ley de Beer Lambert, se denota y presenta de la siguiente manera:

$$A = \epsilon lc$$

Donde:

- **A**: Absorbancia
- **ϵ** : Coeficiente de extinción molar
- **l**: Longitud del camino óptico
- **c**: Concentración de glucosa [18].

2.5.2. Espectroscopia de infrarrojo cercano (NIR)

La espectroscopia de infrarrojo cercano (NIR) es una técnica que utiliza luz en el rango del infrarrojo cercano 700 – 2500 nm para medir la concentración de glucosa. La luz NIR penetra profundamente en los tejidos y es absorbida por las moléculas de glucosa, produciendo un espectro que puede ser analizado para determinar la concentración de glucosa en el tejido intersticial [22].

De acuerdo con una investigación de [22], la espectroscopia NIR ha demostrado un enorme potencial en la medición no invasiva de glucosa, gracias a su habilidad para ofrecer mediciones veloces y repetitivas. Los progresos en los algoritmos para el procesamiento de señales y la miniaturización de aparatos han incrementado notablemente la exactitud de las mediciones NIR.

No obstante, factores como la variedad en la composición de los tejidos y la interferencia de otras sustancias en la piel pueden influir en la exactitud de la espectroscopia NIR; para abordar estos retos, se están creando métodos sofisticados de calibración y modelos predictivos fundamentados en inteligencia artificial [21].

2.5.3. Espectroscopia Raman

El método de espectroscopía Raman se fundamenta en la dispersión inelástica de la luz, también denominada dispersión Raman. En el proceso de interacción de la luz con las moléculas de glucosa, una mínima porción de la luz se propaga a distintas longitudes de onda; este cambio en la longitud de onda ofrece datos acerca de las vibraciones moleculares particulares de la glucosa lo que facilita su identificación y cuantificación [23].

Una reciente investigación de [23] ha demostrado que la espectroscopia Raman tiene la capacidad de realizar mediciones precisas y no invasivas de glucosa en el fluido intersticial; la alta resolución espectral de este procedimiento permite la diferenciación de glucosa de otras moléculas similares mejorando de esta manera la precisión de las mediciones.

La implementación de la espectroscopia Raman se encuentra con barreras como la supresión del ruido ambiental y la sensibilidad a las condiciones ambientales, sin embargo, los avances en la tecnología de láseres y detectores están facilitando la superación de estos retos, transformando la espectroscopía Raman en una opción de gran potencial para el monitoreo continuo de glucosa [24].

2.5.4. Espectroscopia de impedancia

La espectroscopía de impedancia es un método que determina la resistencia eléctrica de los tejidos al ser puesta en contacto con una corriente alterna. Los componentes biológicos como la glucosa influyen en la impedancia eléctrica de los tejidos, y estos cambios pueden emplearse para calcular la concentración de glucosa [25].

La espectroscopia de impedancia proporciona una técnica innovadora y no invasiva para el seguimiento de la glucosa, esta metodología es extremadamente sensible a las variaciones en la composición del tejido y puede ofrecer mediciones en tiempo real en tiempo real [25].

Las restricciones de la espectroscopia de impedancia abarcan la variabilidad entre individuos en las características eléctricas de la piel y la influencia de otros elementos como la hidratación y la temperatura cutánea pese a estos retos, la combinación de la espectroscopia de impedancia con tecnologías avanzadas de procesamiento de señales y modelos de aprendizaje automático promete incrementar su exactitud y confiabilidad [26].

2.6. Introducción a IoT y comunicaciones

El Internet de las Cosas (IoT) hace referencia a la red de aparatos físicos vinculados entre ellos y con internet, con la habilidad de recolectar y distribuir datos de manera automática. Estos aparatos pueden variar desde sensores sencillos hasta sistemas integrados complejos, que facilitan la conexión entre el mundo tangible y el mundo digital.

2.6.1. Conceptos y definiciones de IoT

El Internet de las Cosas hace referencia a la red de aparatos físicos interconectados mediante internet; que recolectan y comparten información. Estos aparatos pueden abarcar sensores de actuación y otros aparatos electrónicos que facilitan la automatización y la interacción a distancia [27].

La definición de IoT también incluye la habilidad de estos aparatos para interactuar entre ellos y con sistemas externos; empleando diferentes tecnologías de comunicación para enviar datos de forma eficaz y segura [28].

2.6.2. Arquitectura de redes IoT

La estructura de redes IoT se organiza en varios niveles funcionales que administran distintos aspectos de la comunicación y la gestión de datos:

- **Ámbito perceptible:** Incorpora elementos físicos como sensores y actuadores que recolectan información del ambiente.
- **Nivel de red:** Promueve la interacción entre los aparatos y otros nodos de red, empleando protocolos como WiFi, Bluetooth, Zigbee y LPWAN (Red de Área Amplia de Bajo Potencia).

- **Capa de núcleo:** Procesa y almacena los datos recolectados en plataformas de nube o servidores locales, utilizando tecnologías de big data y análisis de datos.
- **Capa de aplicación:** Ofrece servicios y aplicaciones fundamentados en la información recolectada, tales como sistemas de vigilancia, gestión a distancia y análisis predictivo [28].

2.6.3. Aplicaciones educativas IoT en ingeniería biomédica

Las tecnologías de Internet de las Cosas (IoT) han revolucionado la educación en biomedicina al facilitar la creación de ambientes de aprendizaje interactivos y prácticos. Dentro del marco de la diabetes mellitus, los sistemas educativos de IoT proporcionan plataformas para simular el seguimiento de la glucosa, examinar datos en tiempo real y entender la incorporación de aparatos biomédicos.

Los simuladores de IoT brindan a los alumnos la oportunidad de probar sensores de glucosa, microcontroladores y protocolos de comunicación como MQTT o CoAP, emulando situaciones clínicas sin peligros para los pacientes. Por ejemplo, un simulador puede simular un sensor no invasivo que mide glucosa a través de espectroscopía NIR, enviando datos a una aplicación móvil para su análisis. Estas herramientas potencian el entendimiento de los alumnos acerca de la interoperabilidad de aparatos y la administración de datos en el ámbito sanitario.

2.7. Protocolos y estándares de comunicación

Los protocolos y normas de comunicación son fundamentales para garantizar la interoperabilidad, la protección y la eficacia en las redes IoT. Incluyen algunos protocolos habituales:

- **MQTT (Transporte de Telemetría Queuing):** Un procedimiento sencillo y eficaz creado para ambientes con ancho de banda restringido y dispositivos con recursos limitados. Se emplea extensamente para la comunicación entre dispositivos (M2M) en IoT.
- **CoAP (Protocolo de Aplicación Constrained):** Un protocolo creado para aparatos con recursos escasos y redes con limitaciones, como la IoT. Facilita la transferencia de estado representacional sobre UDP para operaciones sencillas y eficaces.

- **HTTP/HTTPS:** Protocolos de comunicación web estándar empleados para la transferencia segura de información entre dispositivos de IoT y servidores, ofreciendo interoperabilidad con aplicaciones web y sistemas ya existentes [29].

Tabla 3: Características comparativas de MQTT, CoAP y HTTP/HTTPS para redes IoT.

| Protocolo | Tipo de Conexión | Ventajas | Uso Común |
|------------|------------------|---|--|
| MQTT | TCP/IP | Ligero, eficiente, ideal para redes limitadas | Sensores y monitoreo remoto |
| CoAP | UDP | Rápido, bajo consumo, soporte multidifusión | Automatización y control de dispositivos |
| HTTP/HTTPS | TCP/IP | Compatible, seguro, fácil integración web | Servidores y aplicaciones móviles/web |

2.8. Aplicaciones de IoT en salud

El Internet de las Cosas (IoT) ha transformado el sector sanitario al ofrecer soluciones revolucionarias para la supervisión, diagnóstico y terapia de varias afecciones médicas. En el ámbito de la salud, IoT hace referencia a la interconexión de aparatos médicos y sistemas sanitarios que facilitan la recolección e intercambio de información en tiempo real.

2.8.1. Conceptos y definiciones

El Internet de las Cosas (IoT) es una red de aparatos físicos que incorporan sensores, programas informáticos y otras tecnologías, con el objetivo de vincular e intercambiar información con otros dispositivos y sistemas mediante la red de Internet, en el ámbito sanitario; estos aparatos pueden abarcar monitores de indicadores vitales sistemas de monitorización de actividades implantes médicos y sistemas de vigilancia a distancia; entre otras funciones [30].

El IoT en el sector sanitario posibilita un seguimiento constante y en tiempo real de los pacientes, lo que promueve una atención médica más proactiva y de personalización. La información recolectada por estos aparatos puede ser examinada para identificar patrones, anticipar sucesos

de salud y tomar decisiones fundamentadas respecto al tratamiento. Además, la conexión de estos aparatos facilita la unificación de diversos sistemas sanitarios; optimizando la eficacia y la coordinación de la asistencia sanitaria [31].

2.8.2. Aplicaciones en el monitoreo de glucosa

Una de las utilidades más sobresalientes de IoT en el ámbito de la salud es el seguimiento constante de la glucosa (CGM) para individuos con diabetes; los sistemas de CGM emplean sensores implantados en el organismo para registrar en tiempo real los niveles de glucosa en el fluido intersticial.

Estos sensores se vinculan a aparatos como smartphones o relojes inteligentes lo que posibilita a los pacientes y a los expertos en salud supervisar los niveles de glucosa de forma constante y a distancia [32].

Los sistemas avanzados de CGM IoT tienen la capacidad de transmitir alertas cuando los niveles de glucosa se encuentran por debajo del rango recomendado lo que permite a los pacientes tomar acciones inmediatas para ajustar los niveles de azúcar, además, estos sistemas tienen la capacidad de guardar información histórica que puede ser examinada para modificar las estrategias de tratamiento a largo plazo. El uso de CGM conectado a IoT ha mostrado una mejora significativa en el control de la glucosa y una reducción de episodios hipoglucémicos en pacientes con diabetes tipo 1 y tipo 2 [32].

2.9. Ventajas y desafíos en la salud

2.9.1. Ventajas

- **Monitorización continua y en tiempo real:** IoT permite una monitorización constante de los signos vitales y otras métricas de salud, lo que ayuda en la detección temprana de anomalías y permite intervenciones oportunas [33].
- **Avance en la administración de patologías crónicas:** Los aparatos IoT pueden optimizar la administración de enfermedades crónicas al ofrecer información precisa y personalizada que asiste a los doctores en la adaptación de los tratamientos de forma más eficaz.

- **Mayor cumplimiento con el tratamiento:** Las notificaciones y recordatorios automáticos pueden potenciar el cumplimiento de los tratamientos y la ingesta de medicamentos, conduciendo a resultados de salud más favorables.
- **Disminución de gastos:** La supervisión a distancia puede disminuir la necesidad de visitas regulares al hospital, lo que reduce los gastos de atención sanitaria tanto para los pacientes como para el sistema sanitario en su totalidad [34].

2.9.2. Desafíos

- **Privacidad y seguridad de los datos:** La recopilación y transmisión de datos de salud sensibles plantea importantes preocupaciones sobre la privacidad y la seguridad. Es crucial implementar medidas robustas para proteger los datos contra el acceso no autorizado y las brechas de seguridad.
- **Interoperabilidad:** La integración de diferentes dispositivos y sistemas IoT puede ser un desafío debido a la falta de estándares uniformes. La interoperabilidad es esencial para asegurar que los datos se puedan compartir y utilizar de manera efectiva entre diferentes plataformas y sistemas medicinales o en consiguiente con la salud.
- **Exactitud, precisión y fiabilidad de los datos:** La exactitud, precisión y fiabilidad de los datos son fundamentales para asegurar diagnósticos y tratamientos adecuados. Los dispositivos de IoT deben ser rigurosamente probados y calibrados para garantizar su fiabilidad; en el caso de la medición de glucosa mediante espectroscopia, la precisión no es tan alta debido a la sensibilidad a la interferencia de la luz externa para mejorar la estimación de los niveles de glucosa en sangre, se requiere una mayor sensibilidad al aislamiento de la luz externa aunque estos dispositivos no invasivos ofrecen ventajas en comodidad y accesibilidad, las mediciones directas de glucosa en sangre siguen siendo más precisas.
- **Aceptación del usuario:** La adopción de tecnologías IoT en salud puede ser lenta debido a la resistencia al cambio, la falta de conocimiento y la desconfianza en la tecnología por parte de los pacientes y los profesionales de la salud [35].

2.10. Módulos de comunicación

Los módulos de comunicación son cruciales para la transmisión de datos desde los sensores y microcontroladores a los dispositivos de los usuarios y a los sistemas de almacenamiento y análisis en la nube.

2.10.1. Bluetooth

El Bluetooth es una tecnología de comunicación de corto alcance inalámbrica que facilita el intercambio de información entre aparatos a velocidades considerablemente elevadas. En los sistemas de medición de glucosa, el Bluetooth se emplea para transmitir información desde el microcontrolador a aparatos móviles como smartphones o tabletas, permitiendo a los usuarios visualizar y examinar los datos [36]. La baja energía (BLE) es una versión de Bluetooth diseñada para aplicaciones que requieren un menor consumo de energía, lo que es ideal para dispositivos portátiles de salud.

2.10.2. WiFi

El WiFi es una tecnología de comunicación sin cables que facilita la vinculación con redes locales y el acceso a la red de Internet en los sistemas de medición de glucosa, el WiFi se emplea para enviar información a servidores en la nube, donde la información puede ser guardada y procesada para estudios más sofisticados; esto facilita la supervisión a distancia de los expertos en salud y el acceso a la información en tiempo real desde cualquier sitio con conexión a Internet [37]. La incorporación de WiFi en aparatos sanitarios IoT ofrece una plataforma sólida para la telemedicina y el seguimiento constante de los pacientes.

2.11. Análisis de Datos en medición de glucosa

La evaluación de datos en la medición de glucosa es esencial para transformar las señales que son captadas por los sensores en datos valiosos y exactos. Este procedimiento requiere de métodos sofisticados de procesamiento de señales y algoritmos de análisis que facilitan la comprensión de los datos de glucosa en tiempo real. La meta es ofrecer resultados fiables que puedan emplearse en la administración eficaz de la diabetes.

2.11.1. Técnicas de procesamiento de señales

Las técnicas de procesamiento de señales son esenciales para filtrar, transformar y analizar las señales eléctricas obtenidas de los sensores de glucosa. Estas técnicas ayudan a mejorar la precisión y la fiabilidad de las mediciones.

2.11.1.1. Transformada rápida de fourier (FFT)

La Transformada Rápida de Fourier (FFT) es un procedimiento matemático empleado para cambiar una señal de su ámbito temporal a su ámbito frecuencial. Esta transformación es vital en el análisis de señales ya que facilita la identificación de las frecuencias que conforman la señal, lo que resulta beneficioso para la identificación y supresión de ruido, además de identificar patrones particulares en los datos de glucosa.

La FFT es especialmente útil en la evaluación de glucosa ya que las señales derivadas de los sensores ópticos pueden incluir ruido y artefactos a causa de los movimientos del paciente, cambios en la luz ambiental y otros elementos externos. Al utilizar la FFT, se pueden distinguir los componentes sonoros de las señales de interés, incrementando de esta manera la exactitud de las mediciones [38].

Además, la FFT hace más sencillo el uso de algoritmos de filtrado digital que pueden detectar las frecuencias relevantes asociadas a los niveles de glucosa. Esto permite una investigación más detallada y precisa de los niveles de glucosa en la sangre, lo cual es crucial para un monitoreo continuo y no invasivo de la diabetes [39].

La implementación de la FFT en aparatos IoT para la medición de glucosa también facilita el manejo en tiempo real de grandes cantidades de información, lo cual resulta crucial para la vigilancia constante. Los datos modificados pueden ser enviados a dispositivos móviles y servidores en la nube para un estudio más detallado e integrarse con sistemas de administración de salud personalizados [40].

2.11.2. Algoritmos de procesamientos para simulación educativa

2.12. Estudios y prototipos previos

En el campo de la medición de glucosa, se han desarrollado y evaluado diversos dispositivos y prototipos tanto invasivos como no invasivos. Estos estudios y prototipos han sido

fundamentales para avanzar en la tecnología de monitoreo de glucosa, proporcionando alternativas más cómodas y menos dolorosas para los pacientes con diabetes.

2.12.1. Dispositivos existentes

Principalmente, los aparatos para medir glucosa se dividen en dos categorías: glucómetros invasivos y glucómetros no invasivos. Cada grupo tiene sus propias ventajas y desventajas en términos de precisión, comodidad y facilidad de uso.

2.12.2. Glucómetros invasivos

Los glucómetros invasivos son los aparatos más habituales y frecuentemente empleados para la medición de glucosa. Estos aparatos necesitan una muestra de sangre recolectada mediante una incisión en el dedo o en cualquier otra zona del cuerpo. La muestra de sangre se coloca en una tira reactiva, que es insertada en el glucómetro para medir la concentración de glucosa.

La precisión de los glucómetros invasivos ha mejorado significativamente en los últimos años. Sin embargo, el principal inconveniente sigue siendo la naturaleza invasiva del método, que puede resultar dolorosa y molesta para los pacientes, especialmente aquellos que requieren mediciones frecuentes [41].

2.12.3. Glucómetros no invasivos

Los glucómetros no invasivos son una opción atractiva frente a los procedimientos convencionales, dado que no necesitan una muestra sanguínea. Estos aparatos hacen uso de diferentes tecnologías, tales como la espectroscopia de infrarrojo cercano (NIR), la espectroscopia Raman y la espectroscopia de impedancia, para cuantificar los niveles de glucosa a través de la piel o a través de otros procedimientos no invasivos.

El FreeStyle Libre es uno de los aparatos no invasivos más sobresalientes, que emplea una tecnología de sensor implantado en la piel para registrar de manera constante los niveles de glucosa intersticial [41]. A pesar de que no es totalmente inofensivo, este aparato disminuye considerablemente la necesidad de cortes frecuentes en los dedos y proporciona una monitorización constante del control de la glucosa.

2.12.4. Aplicaciones académicas de prototipos no invasivos

2.13. Innovaciones en la medición no invasiva de glucosa

Las innovaciones en la medición no invasiva de glucosa han sido objeto de intensas investigaciones en los últimos años.

Estas innovaciones aspiran a incrementar la exactitud y el confort de los aparatos de seguimiento, mientras disminuyen o suprimen la necesidad de recolectar muestras sanguíneas.

La implementación de la tecnología de espectroscopía de infrarrojo cercano (NIR) representa una de las novedades más prometedoras. Esta tecnología analiza la absorción de luz en el espectro infrarrojo cercano para determinar los niveles de glucosa en el cuerpo sin la necesidad de una muestra de sangre. Estudios contemporáneos han demostrado que la espectroscopía NIR puede proporcionar mediciones precisas de glucosa, aunque aún existen barreras en relación a la variabilidad interindividual y precisión bajo condiciones de uso auténtico [42].

Otra innovación relevante es la espectroscopia Raman, que emplea la dispersión lumínica para cuantificar los niveles de glucosa en la piel; Este método ha demostrado su potencial en investigaciones iniciales, aunque necesita de más estudios para resolver desafíos como la interferencia de otras moléculas y la exigencia de calibración personal [43].

La espectroscopia de impedancia es un método en auge que evalúa la resistencia eléctrica de los tejidos con el fin de establecer los niveles de glucosa. Esta tecnología ha sido investigada en varias investigaciones y ha demostrado resultados alentadores, sin embargo, todavía está en las fases tempranas de desarrollo y venta [44].

En el contexto local, destaca el proyecto de la Universidad de Quevedo, que ha desarrollado un dispositivo económico para medir glucosa utilizando materiales no invasivos. A pesar de que este aparato no incorpora la tecnología de internet de las cosas (IoT), ha conseguido registrar los niveles de glucosa con un error de un 10%. Este riesgo es bastante elevado en relación a otros procedimientos, sin embargo, el proyecto ha evidenciado que se pueden crear tecnologías no invasivas y accesibles para la medición de glucosa [45].

2.14. Futuro del IoT en la gestión de la diabetes

El Internet de las Cosas (IoT) está revolucionando la administración de la diabetes al posibilitar un seguimiento constante y en tiempo real de los niveles de glucosa, además de la integración de datos para una administración más eficiente de la salud.

2.14.1. Monitorización continua y en tiempo real

El porvenir del IoT en la administración de la diabetes se enfoca en la supervisión constante y en tiempo real de los niveles de glucosa; Esto se consigue a través de aparatos como los sistemas de seguimiento continuo de glucosa (CGM) que ofrecen mediciones automáticas y regulares de los niveles de glucosa en el fluido intersticial; Los CGM facilitan a pacientes y a expertos en salud la detección rápida de variaciones en los niveles de glucosa y la toma de decisiones fundamentadas respecto al tratamiento [42].

Los avances en los sensores y la conectividad están mejorando la precisión y la comodidad de los CGM. Por ejemplo, sistemas como el FreeStyle Libre de Abbott y el Dexcom G6 han demostrado ser eficaces en la monitorización continua sin la necesidad de calibración frecuente y con alarmas que alertan sobre hipoglucemias e hiperglucemias [41].

2.14.2. Integración de datos y gestión de salud

La integración de datos es otra área clave en el futuro del IoT para la gestión de la diabetes. La información producida por los aparatos de seguimiento, sumada a datos sobre el consumo de alimentos, la actividad física y otros factores de salud, puede ser incorporada en plataformas digitales. Estas plataformas posibilitan un estudio detallado y personalizado de los patrones de glucosa, favoreciendo la realización de elecciones fundamentadas respecto al tratamiento y el estilo de vida.

La administración personalizada de la salud se favorece de sistemas de gestión de datos que emplean algoritmos sofisticados para proporcionar sugerencias personalizadas en tiempo real. La interoperabilidad entre dispositivos y plataformas es fundamental para asegurar que los datos sean accesibles y utilizables por pacientes, cuidadores y profesionales de la salud [46].

2.14.3. Perspectivas futuras y desarrollo de nuevas tecnologías

Las perspectivas futuras del IoT en la gestión de la diabetes incluyen el desarrollo de nuevas tecnologías que mejoren la precisión, la accesibilidad y la aceptación de los dispositivos de monitorización. Se están investigando técnicas de sensores innovadoras; como la espectroscopia Raman y la espectroscopia de impedancia con el objetivo de ofrecer mediciones más exactas y menos intrusivas de los niveles de glucosa [43]. técnicas

Adicionalmente, se anticipa que los progresos en inteligencia artificial (IA) y aprendizaje automático faciliten una interpretación más efectiva de los datos de glucosa y una proyección más exacta de las tendencias venideras; a combinación de aparatos IoT con sistemas de Inteligencia Artificial puede proporcionar sugerencias a medida para el control de la diabetes, mejorando de esta manera los resultados clínicos y mejorando la calidad de vida de los pacientes [47].

2.15. Impacto educativo del uso de dispositivos biomédicos simulados

La implementación de aparatos biomédicos simulados en la formación en ingeniería promueve un aprendizaje dinámicamente práctico e interdisciplinario, crucial para educar a profesionales aptos para enfrentar los retos de la ingeniería biomédica. Los prototipos como el que se presenta en este proyecto, donde se incorporan sensores no invasivos y tecnología IoT, brinda a los alumnos la oportunidad de experimentar con tecnologías actuales, como la espectroscopía infrarroja y los protocolos de comunicación WiFi como HTTP o MQTT en un ambiente controlado; de acuerdo con Kolb [48], el aprendizaje simulado potencia la retención de conocimientos al impartir teoría y práctica facilitando así a los alumnos en contextos que emulan aplicaciones reales.

Por ejemplo; los estudiantes pueden instalar el microcontrolador ESP32 TTGO para gestionar señales de sensores ópticos, analizar datos simulados de glucosa y transmitirlos a una plataforma en la nube, reforzando de esta manera sus habilidades en electrónica, programación y telecomunicaciones. Estas tareas fomentan el razonamiento crítico al abordar retos técnicos como la calibración de sensores para reducir fallos o mejorar la eficiencia energética del aparato. Además, la aplicación de encuestas para evaluar la eficacia del prototipo promueve a los estudiantes la reflexión acerca de la experiencia del usuario, un componente esencial en el desarrollo de tecnologías biomédicas.

La repercusión en la educación también abarca la interdisciplinariedad, dado que los alumnos deben fusionar saberes de fisiología (conocimiento de la glucosa y sus efectos), electrónica (diseño de circuitos y sensores) y telecomunicaciones (protocolos IoT). De acuerdo con una investigación de la IEEE [43], los proyectos prácticos en ingeniería biomédica promueven la cooperación entre disciplinas, capacitando a los alumnos para ambientes profesionales en los que la innovación demanda un enfoque integral. Además, al simular mediciones de glucosa, los estudiantes obtienen un entendimiento más detallado de los fundamentos fisiológicos y tecnológicos implicados en la administración de la diabetes, lo que les facilita sugerir soluciones creativas para problemas reales en el futuro. Este enfoque no solo mejora las competencias técnicas, sino que también despierta un interés por la investigación y el desarrollo en el campo de la salud, contribuyendo al avance de tecnologías accesibles y efectivas [39].

2.16. Consideraciones éticas en el uso de dispositivos biomédicos en la educación

El desarrollo y uso de dispositivos biomédicos simulados en entornos educativos suscita diversas reflexiones éticas que deben ser tratadas para asegurar un aprendizaje responsable y relevante, primero es importante que los alumnos entiendan de manera clara que el prototipo está diseñado para cumplir como único propósito el ámbito educativo y no para usos clínicos reales, esto previene confusiones acerca de la confiabilidad de las mediciones y resguarda a los usuarios de expectativas incorrectas que podrían resultar en un uso indebido del aparato; de acuerdo con Beauchamp y Childress [39], el principio de no maleficencia demanda que las tecnologías biomédicas incluso en escenarios educativos no produzcan peligros o malentendidos que puedan perjudicar a los usuarios.

En segundo lugar, la salvaguarda y la privacidad de los datos generados durante las pruebas, aunque sean simuladas, deben ser esenciales. Es imprescindible que los estudiantes aprendan a utilizar medidas de seguridad como el cifrado de datos y la anonimización, para cumplir con normativas éticas y legales, como la Ley Orgánica de Protección de Datos Personales en Ecuador [3]. Por ejemplo, la información simulada de glucosa enviada a la nube requiere protección contra accesos no autorizados, instruyendo a los estudiantes acerca de la importancia de la ciberseguridad en aplicaciones médicas. Este enfoque no solo incrementa las capacidades técnicas, sino que también fomenta una reflexión ética en la generación de tecnologías.

Otra característica esencial es la igualdad en el acceso a la tecnología. El desarrollo del prototipo debe ser inclusivo, teniendo en cuenta las necesidades de alumnos con distintas habilidades físicas o escasez de recursos financieros. Por ejemplo, es necesario que el aparato sea ergonómico y de bajo costo para asegurar su uso en diferentes entornos educativos, particularmente en instituciones con presupuestos limitados [44], a los ingenieros a desarrollar soluciones que no solo sean innovadoras, sino también seguras y con fuerte ética. Esto refleja el principio ético de justicia, que busca garantizar que los beneficios de la tecnología sean accesibles para todos [39].

Además, los estudiantes deben reflexionar sobre las implicaciones éticas del desarrollo de tecnologías biomédicas, como el equilibrio entre innovación y seguridad del paciente. La formación en ética tecnológica es esencial para preparar a los futuros ingenieros para abordar los desafíos del campo con integridad. Por ejemplo, al crear un dispositivo no invasivo, los estudiantes deben considerar cómo las limitaciones en la precisión podrían afectar la confianza en la tecnología si se empleara en un contexto clínico real. Un estudio de Mittelstadt [41] subraya que la educación en ética tecnológica promueve la responsabilidad social, incentivando a los ingenieros a desarrollar soluciones que no solo sean innovadoras, sino también seguras y éticamente sólidas.

Finalmente, el proyecto debe promover debates acerca de la responsabilidad social de los ingenieros en la evolución de tecnologías médicas. Es importante que los alumnos estén al tanto de que su labor puede generar un efecto considerable en la sociedad, particularmente en grupos vulnerables como los pacientes diabéticos en áreas de escasos recursos. Esta perspectiva moral no solo potencia la educación académica, sino que también capacita a los alumnos para aportar al bienestar social a través de la creación de tecnologías responsables y accesibles [45].

CAPITULO III

DESARROLLO DE LA PROPUESTA

3.1. Componentes de la propuesta

En este capítulo se detallan los componentes utilizados en la implementación del prototipo de medición no invasiva de glucosa en sangre con conectividad IoT se describen sus características funciones y especificaciones técnicas junto con las conexiones necesarias para su integración en el sistema.

3.1.1. Componentes físicos

El diseño del sistema incorpora diversos elementos electrónicos esenciales para la adquisición como también para procesamiento y transmisión de datos.

3.1.1.1. Microcontrolador

El microcontrolador es el componente principal del sistema ya que se encarga de la adquisición de datos, procesamiento, almacenamiento y comunicación inalámbrica además administra los sensores ópticos y transmite la información obtenida a través de WiFi o Bluetooth.

3.1.1.1.1. ESP 32 TTGO

El microcontrolador TTGO ESP32; es una placa de desarrollo basada en el chip ESP32-WROOM-32 desarrollado por la empresa espressif systems la cual incorpora conectividad WiFi y Bluetooth de bajo consumo siendo ideal para aplicaciones educativas portables permitiendo una mejor recepción de datos [48].



Figura 1: ESP32 TTGO

Tabla 4: Especificaciones técnicas del microcontrolador ESP 32 TTGO.

| Característica | Descripción |
|-----------------------|---|
| Chip principal | ESP32-WROOM-32 (dual-core Xtensa 32-bit, hasta 240 MHz) |
| Conectividad | Wi-Fi 802.11 b/g/n, Bluetooth v4.2 BLE |
| Memoria Flash | 4 MB |
| Pantalla | OLED 0.96" (resolución 128x64 píxeles) |
| Interfaz de expansión | GPIO, ADC, I2C, SPI, UART |
| Ranura microSD | Sí |
| Puerto USB | Micro USB para programación y alimentación |
| Voltaje de operación | 3.3V (regulado desde 5V por USB) |
| Antena | Antena PCB integrada o conector IPX externo |
| Dimensiones | Aprox. 51mm x 25.5mm |

Conexión de pines TTGO Display ESPN32

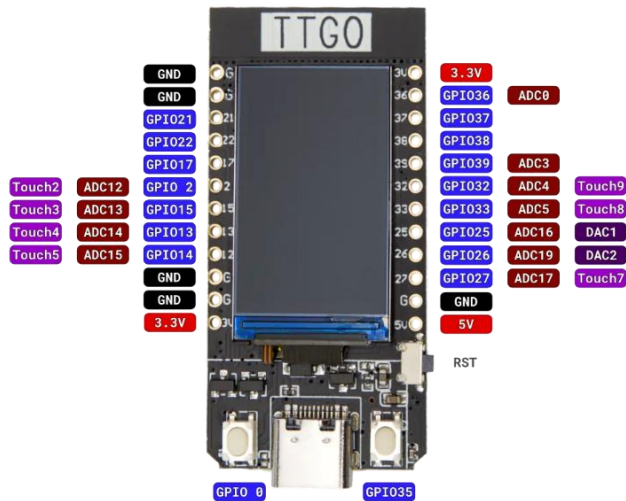


Figura 2: Pines de conexión ESP32 TTGO.

Para la correcta integración del ESP32 con los sensores y módulos adicionales, se utiliza la siguiente asignación de pines:

Tabla 5: Funciones y Conexiones de los Pines del ESP 32 TTGO.

| Pin ESP32 TTGO | Función | Conexión del Proyecto |
|----------------|-------------------------|---|
| GPIO 21 (SDA) | Bus I2C – datos | Sensor óptico (ej. MAX30102) – línea de datos I2C |
| GPIO 22 (SCL) | Bus I2C – reloj | Sensor óptico – línea de reloj |
| GPIO 34 | Entrada analógica (ADC) | Señal de sensor bioeléctrico (si se usa sensor adicional) |
| GPIO 25 | PWM / salida digital | Control de LED o indicador visual |
| 3V3 | Alimentación | VCC del sensor |
| GND | Tierra | GND del sensor |
| GPIO 0 o 2 | UART opcional | Módulo de comunicación adicional (si aplica) |
| GPIO 16 / 17 | SPI o UART | Comunicación con microSD o periférico externo |

3.1.1.2. Sensores ópticos

Los sensores ópticos empleados en el diseño del prototipo permiten la medición de glucosa en sangre mediante la absorción de luz en los tejidos. Estos sensores incluyen un emisor infrarrojo VSMB3910X01 y un fotodiodo TEMD5110X01 para la medición de absorción de luz.

3.1.1.2.1. Emisor infrarrojo VSMB3910X01

El VSMB3910X01 es un diodo emisor de luz infrarroja (IR) de alta potencia, diseñado para aplicaciones biomédicas y detección óptica. Emite luz en el espectro de 850 nm, ideal para la penetración en tejidos humanos y la medición de señales ópticas en fotopleletismografía (PPG) [49].

Tabla 6: Especificaciones técnicas del emisor infrarrojo VSMB3910X01.

| Parámetro | Valor |
|--------------------------|----------------|
| Longitud de onda | 850 nm |
| Intensidad luminosa | 8 mW/sr |
| Ángulo de emisión | $\pm 60^\circ$ |
| Corriente directa máxima | 100 mA |
| Voltaje de operación | 1.5V |



Figura 3: Emisor infrarrojo VSMB3910X01.

3.1.1.2.2. Fotodiodo TEMD5110X01

El TEMD5110X01 es un fotodiodo de alta sensibilidad optimizado para detectar luz en el espectro infrarrojo cercano (NIR). Es utilizado en conjunto con el emisor infrarrojo para capturar la luz reflejada por la piel y generar una señal proporcional a la absorción de la luz en el tejido [50].

Tabla 7: Especificaciones técnicas del fotodiodo TEMD5110X01.

| Parámetro | Valor |
|-------------------------------|---------------|
| Longitud de onda de respuesta | 400 - 1100 nm |
| Sensibilidad máxima | 950 nm |
| Corriente de oscuridad | 2 nA |
| Voltaje de operación | 32V (máx.) |
| Tiempo de respuesta | 10 ns |

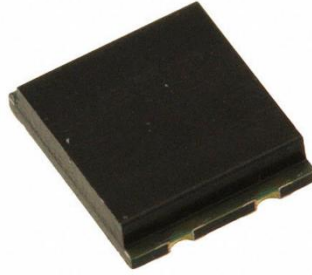


Figura 4: Fotodiodo TEMD5110X01.

3.1.1.3. Sistema de alimentación

El sistema de alimentación garantiza el suministro energético estable para todos los componentes del prototipo. Está compuesto por una batería recargable Li-Po, un módulo de carga TP4056 y un regulador de voltaje AMS1117.

3.1.1.3.1. Batería recargable Li-Po

Las baterías de polímero de litio (Li-Po) ofrecen alta densidad energética, bajo peso y capacidad de descarga estable [51]. Se utilizan ampliamente en dispositivos portátiles debido a su eficiencia y tamaño reducido.

Tabla 8: Especificaciones técnicas de la batería Li-Po.

| Parámetro | Valor |
|-----------------------|---------------------------|
| Tipo | Polímero de Litio (Li-Po) |
| Capacidad | 1000 mAh – 2000 mAh |
| Voltaje nominal | 3.7V |
| Voltaje de carga | 4.2V |
| Corriente de descarga | 1C – 2C |



Figura 5: Batería recargable Li-Po.

3.1.1.3.2. Módulo de carga TP4056

El TP4056 es un circuito de carga lineal para baterías Li-Po de 3.7V, con protección contra sobrecarga y sobre descarga. Se emplea para administrar el proceso de carga mediante micro-USB o una fuente de alimentación externa [52].

Tabla 9: Especificaciones técnicas del módulo TP4056.

| Parámetro | Valor |
|------------------------------|----------------|
| Voltaje de entrada | 4.5V - 5.5V |
| Corriente de carga | 1A (ajustable) |
| Tipo de batería compatible | Li-Po 3.7V |
| Protección contra sobrecarga | Sí |

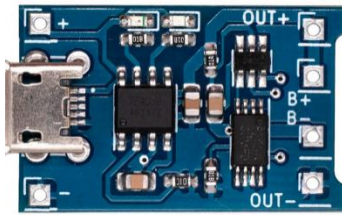


Figura 6: Módulo de carga TP4056.

3.1.1.3.3. Regulador de voltaje AMS1117

El AMS1117 es un regulador de voltaje de 3.3V, utilizado para estabilizar la alimentación del ESP32 y otros componentes sensibles a variaciones en la tensión [53].

Tabla 10: Especificaciones técnicas del AMS1117.

| Parámetro | Valor |
|--------------------|----------------|
| Voltaje de entrada | 4.5V - 12V |
| Voltaje de salida | 3.3V \pm 1% |
| Corriente máxima | 1 ^a |



Figura 7: Regulador de voltaje AMS1117.

3.1.1.4. Procesamiento y acondicionamiento de la señal

Estos componentes se encargan de filtrar, amplificar y acondicionar la señal obtenida por los sensores antes de ser procesada por el ESP32.

3.1.1.4.1. Amplificador operacional LM358

El LM358 es un amplificador operacional de bajo consumo y doble canal, utilizado para amplificar las señales de los sensores ópticos antes de ser leídas por el ADC del ESP32 [54].

Tabla 11: Especificaciones técnicas del LM358.

| Parámetro | Valor |
|------------------------|-------------------------------|
| Tipo | Amplificador operacional dual |
| Voltaje de operación | 3V - 32V |
| Consumo de corriente | 0.7 mA |
| Frecuencia de ganancia | 1 MHz |



Figura 8: Amplificador operacional LM358.

3.1.1.4.2. Cristal de cuarzo

Los cristales de cuarzo se utilizan en circuitos electrónicos para proporcionar una señal de reloj precisa y estable. En este diseño, permite el sincronismo de las señales del sistema y mejora la estabilidad en la comunicación del ESP32 [55].

Tabla 12: Especificaciones técnicas del cristal de cuarzo.

| Parámetro | Valor |
|-----------------------|---------------------|
| Frecuencia | 16 MHz o 32.768 kHz |
| Precisión | ±10 ppm |
| Capacitancia de carga | 12 Pf |



Figura 9: Cristal de cuarzo.

3.1.1.5. Elementos auxiliares y conectores

Estos componentes complementan la estructura del sistema y permiten una interconexión eficiente entre los diferentes módulos.

3.1.1.5.1. Resistencias

Las resistencias se utilizan para regular la corriente, establecer niveles de voltaje y proteger los componentes electrónicos dentro del circuito. Son fundamentales en la configuración de divisores de voltaje y en la limitación de corriente de los Leds.

Tabla 13: Especificaciones técnicas de los valores de resistencias utilizadas.

| Valor | Potencia | Tolerancia | Aplicación |
|-------|----------|------------|---|
| 10Ω | 1/4 W | ±5% | Protección contra picos de corriente en el circuito de censado. |

| | | | |
|------|-------|-----|---|
| 100Ω | 1/4 W | ±5% | Acondicionamiento de señal para el sensor óptico |
| 220Ω | 1/4 W | ±5% | Control de intensidad de diodos emisores (LED) en el sistema óptico |
| 330Ω | 1/4 W | ±5% | Limitador de corriente para indicadores LED del estado del sistema |
| 10kΩ | 1/4 W | ±5% | Resistencia pull-up en líneas de comunicación I2C entre microcontrolador y sensor |



Figura 10: Resistencias.

3.1.1.5.2. Condensadores

Los condensadores desempeñan un papel clave en el filtrado, desacoplo y estabilización de señales en circuitos electrónicos. Ayudan a mantener una alimentación estable y evitan fluctuaciones de voltaje en el sistema.

Tabla 14: Especificaciones técnicas de condensadores utilizados.

| Capacitancia | Tipo | Tolerancia | Aplicación |
|--------------|---------------|------------|---|
| 100 nF | Cerámico | ±10% | Filtrado de señales y eliminación de ruido |
| 10 μF | Electrolítico | ±20% | Estabilización de voltaje y almacenamiento de energía |



Figura 11: Condensadores.

3.1.1.5.3. Headers macho-hembra

Los headers son conectores de pines que permiten la conexión modular de los componentes electrónicos. Se utilizan para conectar el ESP32 a la PCB, facilitar la depuración del sistema y permitir la conexión de sensores adicionales [56].

Tipos de headers utilizados:

- **Header macho de 2.54 mm:** Conectores estándar para placas de desarrollo.
- **Header hembra de 2.54 mm:** Facilita la conexión de módulos intercambiables.

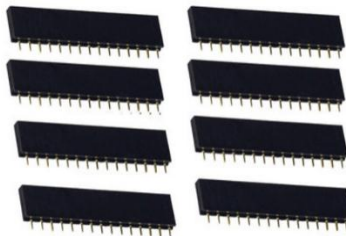


Figura 12: Headers macho-hembra.

3.1.1.5.4. Conectores JST de 2 pines

Los conectores JST de 2 pines se emplean en la conexión segura de la batería Li-Po al sistema de alimentación. Su diseño impide conexiones incorrectas y mejora la estabilidad del suministro eléctrico [57].

Características del conector JST de 2 pines:

- **Paso de pines:** 2.0 mm
- **Corriente nominal:** 2A

- **Voltaje máximo:** 250V
- **Material:** Polímero resistente al calor



Figura 13. Conectores JST de 2 pines.

3.1.1.5.5. Conector micro-USB

El conector micro-USB se utiliza para cargar la batería y programar el ESP32 desde una computadora [58].



Figura 14: Conector micro-USB.

3.1.1.6 Placa de circuito impreso (PCB)

La placa de circuito impreso es el soporte físico donde se integran y conectan eléctricamente los componentes del sistema. Permite organizar de manera ordenada el prototipo, asegurando conexiones firmes, reducción de interferencias y facilidad en el montaje del dispositivo. En esta propuesta se utilizó una placa en baquelita, material comúnmente empleado en prototipos debido a su bajo costo, rigidez y propiedades aislantes.

3.1.1.6.1. Material FR-4

Para la implementación del prototipo se utilizó una placa de circuito impreso fabricada en material FR4, un compuesto de fibra de vidrio reforzada con resina epóxica, este tipo de material ofrece alta resistencia mecánica, buena estabilidad térmica y excelentes propiedades dieléctricas, lo que lo convierte en la opción preferida para proyectos electrónicos más exigentes.

Tabla 15: Especificaciones técnicas de la placa FR4.

| Parámetro | Valor |
|--------------------------|--|
| Tipo | Fibra de vidrio FR4 |
| Grosor | 1.6 mm |
| Número de capas | 1 (una sola cara) |
| Resistencia térmica | Hasta 140–150 °C |
| Resistencia dieléctrica | ≥ 20 kV/mm |
| Aplicación en el sistema | Soporte físico y conexión de los componentes del prototipo |

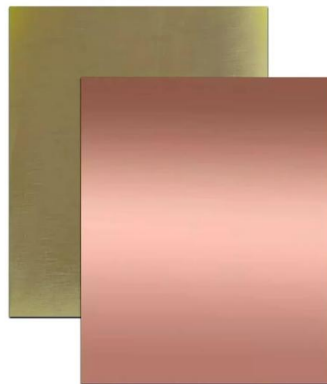


Figura 15: Baquelita.

3.1.2. Componentes lógicos

En la creación del sistema de medición no invasiva de glucosa para usos educativos, los elementos lógicos desempeñan un papel fundamental en el diseño, control y procesamiento de datos del dispositivos estos elementos, a pesar de no ser físicos, facilitan la programación,

comunicación y visualización de los parámetros relevantes del sistema; mediante ellos se logra la interacción adecuada entre el hardware del dispositivo con el ambiente digital y la nube.

Los elementos lógicos clave que se toman en cuenta en este proyecto son: el entorno de desarrollo de software, el microcontrolador junto con las herramientas para el diseño de circuitos electrónicos y las plataformas de simulación del sistema.

3.1.2.1. Herramientas de desarrollo utilizadas

Para asegurar una implementación eficiente y segura del sistema se usaron instrumentos especializados para facilitar el diseño electrónico como la programación y la validación del prototipo.

3.1.2.1.1. Proteus

Proteus una suite de software especializada, esta plataforma dedicada netamente al diseño y simulación de circuitos electrónicos es ampliamente utilizada para el desarrollo de sistemas embebidos y microcontroladores, esta plataforma iterativa de esquemas eléctricos que permite realizar placas de circuito impreso (PCB) lo que facilita la validación funcional del circuito antes de su construcción física.

Para el presente proyecto, Proteus será la herramienta principal para el diseño esquemático y la simulación del circuito que incluye sensores, resistencias, microcontrolador y módulos de comunicación inalámbrica. Entre las ventajas de Proteus se encuentran:

- Simulación integrada de microcontroladores y periféricos.
- Diseño esquemático intuitivo y profesional.
- Visualización y verificación del comportamiento del circuito en tiempo real.
- Amplia biblioteca de componentes electrónicos actualizada.
- Facilidad para integrar diseño y simulación en un mismo entorno.

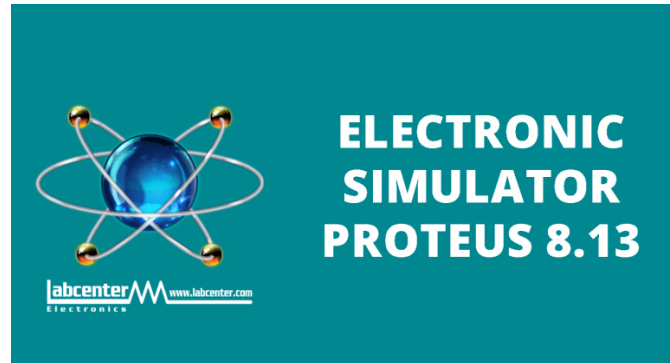


Figura 16: Plataforma para modelado de diseño PCB Proteus.

3.1.2.1.2. Arduino IDE

Arduino IDE, un ambiente de desarrollo integrado, es una de las herramientas más empleadas en proyectos de electrónica educativa e investigación aplicada. Su compatibilidad con varias placas como Arduino Uno, Nano y ESP32 junto con la presencia de bibliotecas y ejemplos, lo hacen un ambiente perfecto para la creación de soluciones IoT [59].

- Interfaz fácil de usar para un desarrollo interno.
- Compatible con placas como Arduino UNO y microcontrolador ESP32.
- Admite bibliotecas particulares para sensores de biomedicina.
- Ideal para una depuración rápida y pruebas de campo.

```
CodigoSimInternetino
1 #include <time.h>
2
3 // Configuración del paciente y sensor
4 const char* patientName = "Nabea Hazreno"; // Nombre del paciente
5 const int sensorPin = A6; // Entrada del LM38 (sensor infrarrojo)
6
7 void setup() {
8   Serial.begin(115200);
9   Serial.println("Sistema iniciado - Monitoreo de glucosa");
10 }
11
12 void loop() {
13   // Obtener tiempo aproximado desde el inicio (en segundos)
14   unsigned long secondsSinceStart = millis() / 1000;
15
16   // Leer valor del sensor infrarrojo
17   int lecturaSensor = analogRead(sensorPin); // 0-1023
18   float nivelGlucosa = map(lecturaSensor, 0, 1023, 50, 200); // Simulación de glucosa
19
20   // Mostrar información
21   Serial.println("==== REPORTE DE GLUCOSA ===");
22   Serial.println("Paciente: " + patientName);
23   Serial.println("Tiempo desde inicio: " + secondsSinceStart);
24   Serial.printf("Valor analógico (infrarrojo): %d\n", lecturaSensor);
25   Serial.printf("Nivel de glucosa estimado: %.2f mg/dl\n", nivelGlucosa);
```

Figura 17: Plataforma para codificación Arduino IDE.

3.1.2.2. Plataformas IoT para monitoreo y almacenamiento de datos

Para cumplir con los requisitos de monitoreo remoto, almacenamiento y análisis de datos de mediciones biomédicas, se integraron varias plataformas IoT. Estas plataformas permiten visualizar los datos recolectados, establecer alarmas y garantizar la accesibilidad de la información en cualquier momento y lugar.

3.1.2.2.1. ThingSpeak

ThingSpeak es una plataforma de análisis de datos IoT que permite la recopilación, almacenamiento y visualización de datos en la nube. Utiliza protocolos estándar como HTTP y MQTT, y se integra fácilmente con MATLAB para el análisis de datos. Su diseño es ideal para aplicaciones donde el monitoreo remoto y la recolección de series temporales es fundamental [60].

En el marco de este proyecto, ThingSpeak se considera como la plataforma principal de almacenamiento y análisis de los datos biométricos enviados por el sistema. Esto permitirá llevar un registro histórico de los valores de glucosa y realizar análisis posteriores que puedan apoyar al diagnóstico médico.

- Almacenamiento y visualización de datos en la nube.
- Compatible con MQTT y HTTP.
- Integración con MATLAB para análisis avanzado.
- Ideal para seguimiento histórico y estudios médicos.

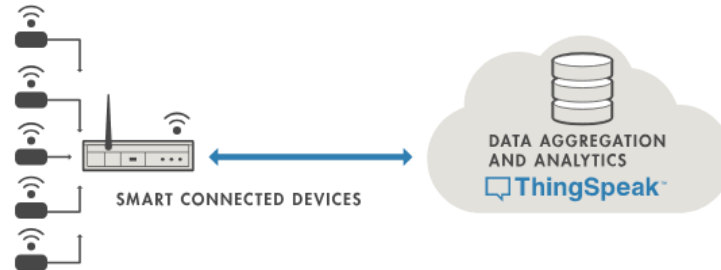


Figura 18: ThingSpeak.

3.2. Diseño de la propuesta

El prototipo de medición de glucosa no invasiva, basado en tecnologías de IoT, se ideó como un instrumento educativo, compacto y práctico que aspira a simplificar el aprendizaje de tecnologías biomédicas contemporáneas en entornos de enseñanza. Su estructura consta de tres niveles esenciales que se vinculan para asegurar un flujo de datos eficaz desde la recolección de información hasta su representación visual.

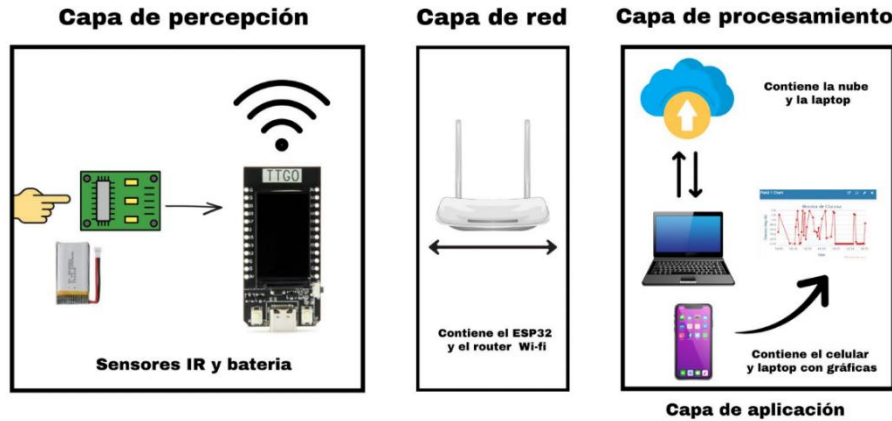


Figura 19: Prototipo IoT del glucómetro

- **Capa de percepción:** Esta capa inicial está compuesta por sensores infrarrojos que son los encargados de recibir señales del cuerpo del usuario sin necesidad de perforar la piel, los sensores se encuentran alimentados por una batería recargable y su comunicación es sincronizada directamente con el microcontrolador, el cual interpreta estas señales físicas y las prepara para su transmisión. Esta capa es esencial para obtener datos en tiempo real mediante métodos ópticos no invasivos.
- **Capa de red:** En esta parte se establece la conexión inalámbrica entre el ESP32 y el ambiente de red. El microcontrolador se vincula a un enrutador WiFi que facilita el envío de los datos obtenidos a plataformas de almacenamiento y procesamiento externo. Esta capa funciona como un enlace entre el dispositivo físico y los sistemas en la nube, garantizando un intercambio de datos constante y estable.
- **Capa de procesamiento y aplicación:** Cuando los datos llegan a esta capa, se almacenan y procesan en la nube, o posteriormente en una computadora local. Los resultados se pueden visualizar desde un ordenador portátil o un teléfono móvil a través de gráficos dinámicos. Esta interfaz visual facilita la comprensión de los resultados por parte del usuario o estudiante, propiciando un análisis claro y educativo del comportamiento de los niveles de glucosa monitorizados.

Cuando los datos llegan a esta capa, se almacenan y procesan en la nube, o posteriormente en una computadora local. Los resultados se pueden visualizar desde un ordenador portátil o un teléfono móvil a través de gráficos dinámicos. Esta interfaz visual facilita la comprensión de

los resultados por parte del usuario o estudiante, propiciando un análisis claro y educativo del comportamiento de los niveles de glucosa monitorizados.

Este diseño aspira no únicamente a desempeñar un papel técnico, sino también a transformarse en una plataforma accesible para la instrucción de soluciones biomédicas modernas apoyadas en el Internet de las Cosas.

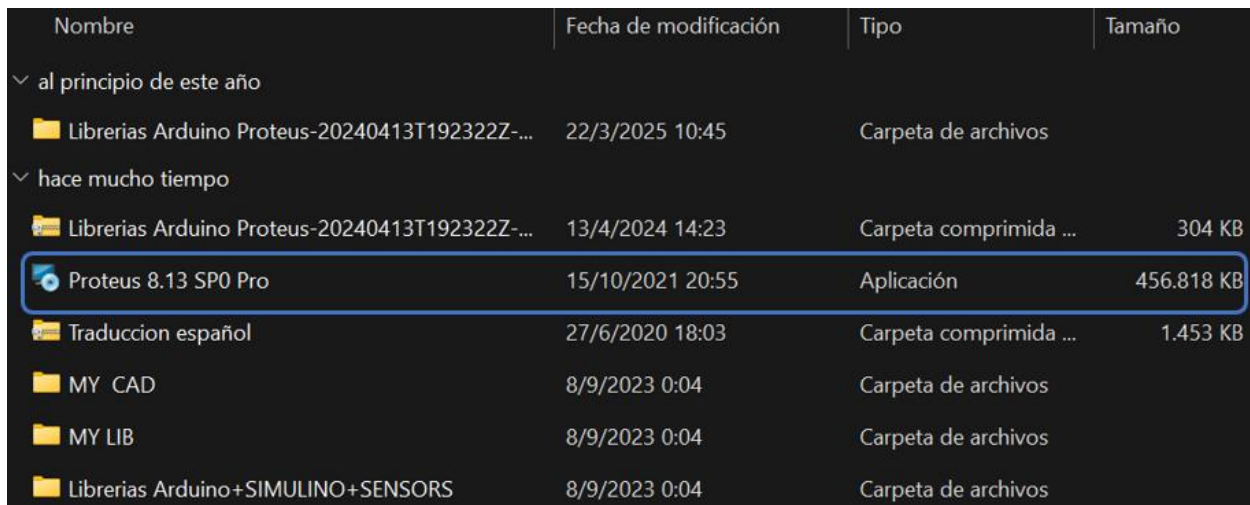
3.2.1. Diseño de la placa PCB usando Proteus

3.2.2.1. Instalación y configuración de Proteus

Para llevar a cabo el diseño del circuito impreso, fue indispensable disponer del software Proteus correctamente instalado y configurado. A continuación, se describe el proceso realizado:

Paso 1: Ejecutar el instalador de Proteus.

Una vez descargado el instalador del software, es necesario hacer un doble clic en el archivo para comenzar con el procedimiento, se desplegará una ventana en la que se deberá elegir la alternativa “siguiente” para proseguir con su instalación.



| Nombre | Fecha de modificación | Tipo | Tamaño |
|--|-----------------------|------------------------|------------|
| al principio de este año | | | |
| Librerías Arduino Proteus-20240413T192322Z-... | 22/3/2025 10:45 | Carpeta de archivos | |
| hace mucho tiempo | | | |
| Librerías Arduino Proteus-20240413T192322Z-... | 13/4/2024 14:23 | Carpeta comprimida ... | 304 KB |
| Proteus 8.13 SP0 Pro | 15/10/2021 20:55 | Aplicación | 456.818 KB |
| Traducción español | 27/6/2020 18:03 | Carpeta comprimida ... | 1.453 KB |
| MY CAD | 8/9/2023 0:04 | Carpeta de archivos | |
| MY LIB | 8/9/2023 0:04 | Carpeta de archivos | |
| Librerías Arduino+SIMULINO+SENSORS | 8/9/2023 0:04 | Carpeta de archivos | |

Figura 20: Instalador Proteus.

Paso 2: Aceptar los términos de licencia.

En la próxima ventana que se visualiza, el sistema pedirá la aprobación de las condiciones y términos, es imprescindible elegir la casilla de aceptación y posteriormente pulsar en "siguiente".

Paso 3: Seleccionar la carpeta de instalación.

Como Siguiendo el siguiente paso el instalador facilitará la elección del lugar donde se quiere almacenar el programa, se aconseja dejar la ruta predeterminada y se pulse en “siguiente” para proseguir con los procesos.

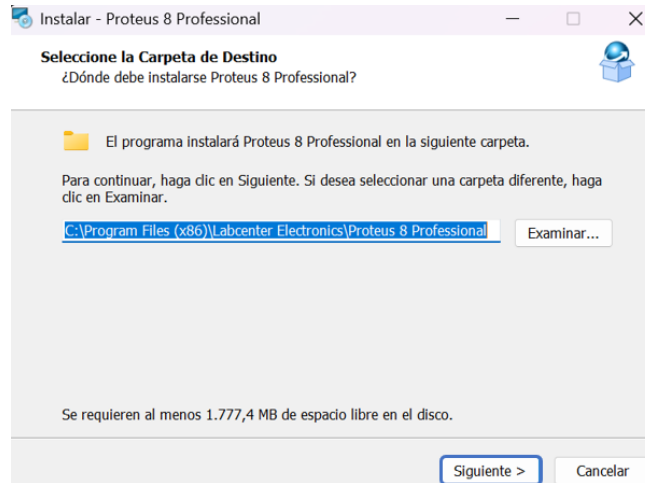


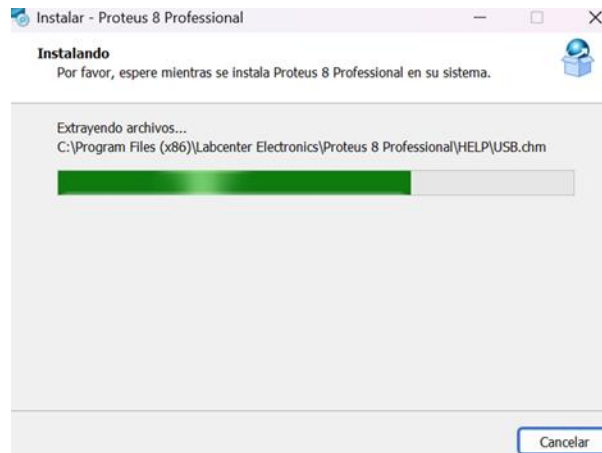
Figura 21: Selección de carpeta.

Paso 4: Confirmar la instalación.

A continuación, se mostrará un resumen de la configuración seleccionada. Se debe hacer clic en el botón "Instalar" para comenzar con la instalación del software.

Paso 5: Proceso de instalación.

El sistema efectuará la instalación de los elementos requeridos. Este procedimiento podría requerir varios minutos.



Paso 6: Finalizar la

Figura 22: Proceso de instalación.

instalación.

Una vez finalizada la instalación, aparecerá una ventana de confirmación; es necesario elegir la alternativa "Finalizar" para finalizar el asistente.



Figura 23: Proceso de finalización de la instalación.

Paso 7: Abrir el software Proteus.

Después de finalizar la instalación se puede acceder al programa mediante el acceso directo configurado en el escritorio, una vez que se inicie se presentará la interfaz principal de Proteus lista para su configuración y uso.

| Nombre | Fecha de modificación | Tipo | Tamaño |
|--------------------|-----------------------|-------------|--------|
| hace mucho tiempo | | | |
| ARDUINO.LIB | 19/11/2021 5:04 | Archivo LIB | 138 KB |
| ArduinoMiniTEP.IDX | 19/11/2021 5:04 | Archivo IDX | 1 KB |
| ArduinoMiniTEP.LIB | 19/11/2021 5:04 | Archivo LIB | 27 KB |
| ArduinoNanoTEP.IDX | 19/11/2021 5:04 | Archivo IDX | 1 KB |
| ArduinoNanoTEP.LIB | 19/11/2021 5:04 | Archivo LIB | 20 KB |
| ArduinoTEP.IDX | 19/11/2021 5:04 | Archivo IDX | 1 KB |
| ArduinoTEP.LIB | 19/11/2021 5:04 | Archivo LIB | 338 KB |
| ArduinoUnoTEP.IDX | 19/11/2021 5:04 | Archivo IDX | 1 KB |
| ArduinoUnoTEP.LIB | 19/11/2021 5:04 | Archivo LIB | 39 KB |
| BLOGEMBARCADO.LIB | 19/11/2021 5:04 | Archivo LIB | 138 KB |
| BluetoothTEP.IDX | 19/11/2021 5:04 | Archivo IDX | 1 KB |
| BluetoothTEP.LIB | 19/11/2021 5:04 | Archivo LIB | 25 KB |
| FlameSensorTEP.HEX | 19/11/2021 5:04 | Archivo HEX | 4 KB |
| FlameSensorTEP.IDX | 19/11/2021 5:04 | Archivo IDX | 1 KB |
| FlameSensorTEP.LIB | 19/11/2021 5:04 | Archivo LIB | 37 KB |
| FlameSensorTEP.LIB | 19/11/2021 5:04 | Archivo LIB | 4 KB |

Figura 27: Copiado de librerías.

Paso 3: Pegar en la carpeta "LIBRARY".

Los archivos copiados deben pegarse en la carpeta "LIBRARY" de Proteus, ubicada en el directorio de instalación del software. Este paso asegura que las nuevas librerías sean reconocidas por el programa

| Nombre | Fecha de modificación | Tipo | Tamaño |
|------------------|-----------------------|------------------------|--------|
| Datasheets | 27/6/2025 4:20 | Carpeta de archivos | |
| Downloads | 27/6/2025 4:20 | Carpeta de archivos | |
| LIBRARY | 27/6/2025 4:20 | Carpeta de archivos | |
| Library Indexing | 27/6/2025 4:22 | Carpeta de archivos | |
| MCAD | 27/6/2025 4:21 | Carpeta de archivos | |
| MODELS | 27/6/2025 4:21 | Carpeta de archivos | |
| SAMPLES | 27/6/2025 4:20 | Carpeta de archivos | |
| Snippets | 27/6/2025 4:21 | Carpeta de archivos | |
| TEMPLATES | 27/6/2025 4:20 | Carpeta de archivos | |
| VSM Studio | 27/6/2025 4:21 | Carpeta de archivos | |
| STARTUP | 27/6/2025 4:51 | Opciones de configu... | 21 KB |

Figura 28: Carpeta de librerías.

Paso 4: Verificar la integración de las librerías.

Es importante saber identificar las nuevas librerías en la barra de componentes al comenzar el programa, si estas figuran de forma adecuada, significa que la instalación ha sido exitosa.

| Nombre | Fecha de modificación | Tipo | Tamaño |
|--------------------|-----------------------|-------------|--------|
| ArduinoMiniTEP.LIB | 19/11/2021 5:04 | Archivo LIB | 27 KB |
| ArduinoNanoTEP.IDX | 19/11/2021 5:04 | Archivo IDX | 1 KB |
| ArduinoNanoTEP.LIB | 19/11/2021 5:04 | Archivo LIB | 20 KB |
| ArduinoTEP.IDX | 19/11/2021 5:04 | Archivo IDX | 1 KB |
| ArduinoTEP.LIB | 19/11/2021 5:04 | Archivo LIB | 338 KB |
| ArduinoUnoTEP.IDX | 19/11/2021 5:04 | Archivo IDX | 1 KB |
| ArduinoUnoTEP.LIB | 19/11/2021 5:04 | Archivo LIB | 39 KB |
| ARM7.LIB | 29/11/2012 16:30 | Archivo LIB | 99 KB |
| ASIMMDLS.LIB | 22/7/2021 15:18 | Archivo LIB | 79 KB |
| ASSMANN.LIB | 25/4/2019 14:38 | Archivo LIB | 375 KB |
| AVR.LIB | 29/11/2012 16:30 | Archivo LIB | 40 KB |
| AVR_TINY0.LIB | 20/1/2021 15:47 | Archivo LIB | 36 KB |
| AVR2.LIB | 15/1/2018 17:36 | Archivo LIB | 465 KB |
| BIPOLAR.LIB | 20/1/2021 15:47 | Archivo LIB | 200 KB |
| BLOGEMBARCADO.LIB | 19/11/2021 5:04 | Archivo LIB | 138 KB |
| BluePi.LIB | 31/8/2021 16:02 | Archivo LIB | 12 KB |
| BluePiTEP.IDX | 19/11/2021 5:04 | Archivo IDX | 1 KB |

Figura 29: Verificación de la librerías.

3.2.1.3.

Diseño del

esquemático

3.2.1.3.1. Creación del esquema eléctrico en Proteus

Para el desarrollo del sistema, se diseñó el esquema eléctrico utilizando el software de simulación Proteus. La implementación parte de un comparador de voltaje basado en el amplificador operacional LM358, el cual permite analizar las diferencias entre dos señales analógicas y generar una salida digital en función de la comparación.

El circuito está compuesto por dos divisores de voltaje formados por resistencias (R3 y R4) que establecen el valor de referencia en la entrada inversora del amplificador operacional. La señal de entrada a comparar se aplica en la entrada no inversora, proveniente de una red con un capacitor (C1) y un diodo LED (D1), que pueden estar asociados a una señal de detección o temporización. El LED D2 conectado a la salida del operacional actúa como indicador visual del estado lógico de dicha comparación. El resistor R2 funciona como limitador de corriente de salida.

El conector J1, del tipo terminal block de tres pines, se incorpora para permitir la conexión externa del circuito con otros módulos del sistema o con una fuente de señal.

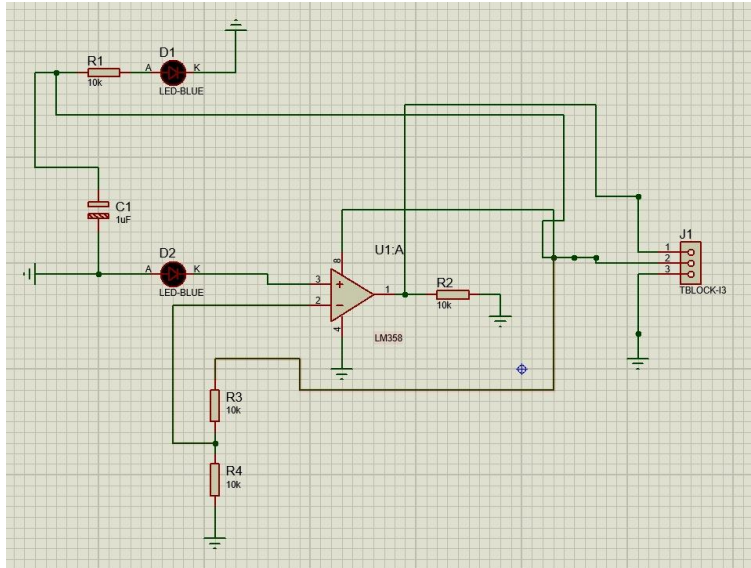


Figura 30: Esquemático funcional del Glucómetro

3.2.1.3.2. Validación del esquemático

El esquemático fue simulado dentro del entorno de Proteus para verificar su funcionamiento. Se observó el comportamiento del circuito ante diferentes niveles de tensión en las entradas del LM358, verificando que la salida conmutara correctamente y encendiera o apagara el LED indicador de forma esperada.

Se inspeccionó además la polaridad de los componentes, la integridad de las conexiones y la idoneidad de los valores de los elementos pasivos, sin encontrarse errores de diseño como cortocircuitos o pistas abiertas.

3.2.1.4. Planificación del diseño de la PCB

3.2.1.4.1. Selección de componentes y ubicación en la PCB

En esta fase, se definieron los componentes a utilizar basándose en el esquemático previamente validado. Cada elemento fue colocado estratégicamente en el plano de la placa, priorizando la organización, la reducción de interferencias y la facilidad de ensamblaje.

3.2.1.4.2. Definición del tamaño y formato de la placa

Se estableció el tamaño de la PCB en función del espacio disponible para el prototipo y las necesidades del sistema. Se optó por un formato compacto, rectangular, facilitando su integración en una carcasa protectora y permitiendo conexiones modulares.

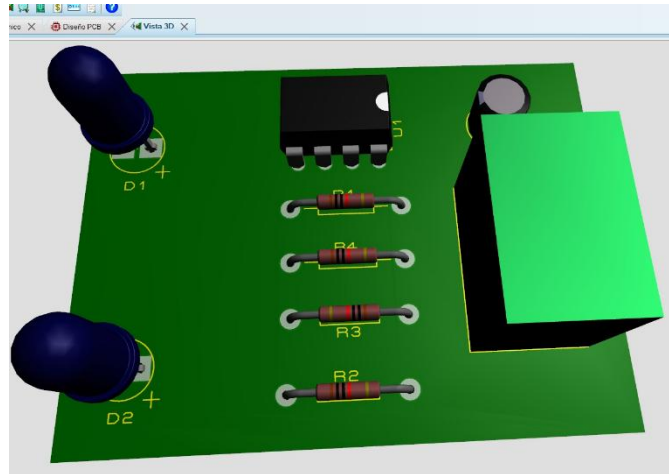


Figura 31: Modelado placa PCB

3.2.1.5. Diseño de la disposición de la PCB

3.2.1.5.1. Enrutamiento de pistas y conexiones

Se procedió al enrutamiento de pistas entre los pines de los componentes, cuidando el grosor y la longitud de las conexiones para minimizar la caída de tensión y posibles ruidos. Se empleó una topología de doble cara en caso de requerir mayor densidad de conexiones.

3.2.1.5.2. Aplicación de reglas de diseño

Se aplicaron reglas de diseño (Design Rules) para asegurar la separación mínima entre pistas, el tamaño de los pads y el ancho de las pistas, según los estándares de fabricación seleccionados. Esto permitió garantizar la funcionalidad y fabricabilidad del circuito.

3.2.1.6. Simulación y verificación del circuito en Proteus

Antes de generar los archivos de producción, se ejecutó una simulación final del diseño completo. Se analizaron aspectos funcionales y eléctricos para validar que el comportamiento del circuito correspondiera con lo previsto. Se verificaron también las pistas mediante el "Design Rule Check" (DRC) del software.

3.2.1.7. Generación de archivos Gerber para fabricación

Con el diseño final verificado, se generaron los archivos Gerber desde Proteus. Estos archivos incluyen información detallada sobre cada capa de la PCB (capa de cobre, máscara de soldadura, serigrafía y perforaciones), permitiendo así su fabricación mediante servicios externos o internos de prototipado.

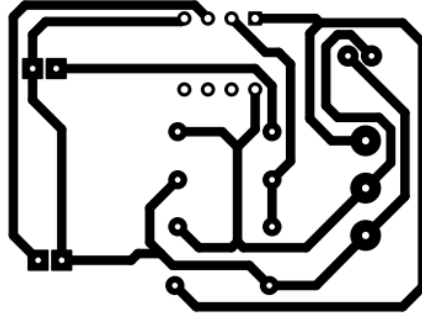


Figura 32: Creación de las pistas.

3.3. Implementación del diseño de la propuesta

Una vez finalizado el diseño del sistema, se procedió con su implementación física y configuración funcional. Esta etapa abarcó el ensamblaje de la placa PCB, la integración de los sensores, la programación del ESP32 y la conexión con la plataforma IoT seleccionada para el monitoreo remoto de datos.

3.3.1. Ensamblaje del hardware

3.3.1.1. Montaje de componentes en la PCB

Se realizó el montaje de los componentes electrónicos sobre la placa PCB fabricada a partir de los archivos Gerber generados. Este proceso incluyó la identificación de la posición de cada componente, conforme al diseño, y su colocación manual o mediante herramientas especializadas, asegurando su correcta orientación y polaridad.

3.3.1.2. Integración y conexión de sensores con el ESP32

Posteriormente, se integraron los sensores necesarios para la medición no invasiva de glucosa, conectándolos a los pines analógicos y digitales del microcontrolador ESP32. Se verificó que las conexiones respetaran el voltaje de operación de cada sensor y que fueran estables para evitar errores durante las lecturas.

3.3.1.3. Soldadura y ensamblado final

Cada conexión fue soldada cuidadosamente utilizando estaño de baja temperatura, garantizando uniones firmes y sin excesos. Tras soldar todos los componentes, se realizó una inspección visual y con multímetro para validar la continuidad y la ausencia de cortocircuitos.



Figura 33: Prototipo funcional del Glucómetro.

3.3.1.4. Diseño de la carcasa en 3D

La carcasa del prototipo se diseñó para garantizar la portabilidad, protección de los componentes y facilidad de uso en entornos educativos. Se utilizó un material plástico ABS, fabricado mediante impresión 3D, debido a su resistencia y bajo costo. La carcasa tiene dimensiones de 80 mm x 50 mm x 20 mm, diseñada para albergar la PCB, la batería Li-Po, el ESP32 TTGO y los sensores ópticos, con aberturas para la pantalla TFT, el sensor infrarrojo y el puerto micro-USB.

El diseño incluyó ranuras para acceder a los conectores JST y un compartimento para la batería, asegurando un ensamblaje modular y facilidad de mantenimiento. La ergonomía se optimizó para permitir un agarre cómodo durante las mediciones, con un acabado liso para evitar molestias en la piel. El proceso de diseño se realizó con software CAD y la carcasa fue prototipada y probada para verificar la alineación de los componentes y la accesibilidad.

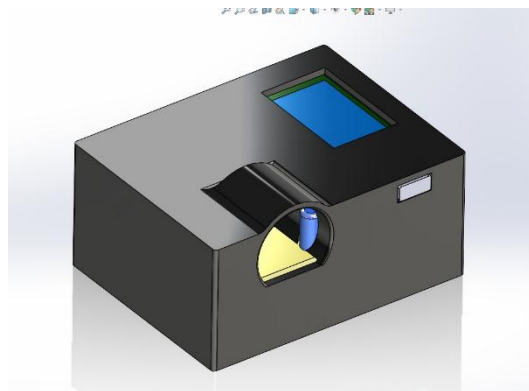


Figura 34: Diseño de la carcasa en 3D

3.3.2. Configuración del ESP32 y pruebas de sensores

3.3.2.1. Configuración inicial del ESP32

Se llevó a cabo la configuración inicial del ESP32 mediante el entorno de desarrollo Arduino IDE. Se instalaron las librerías necesarias para establecer la comunicación con los sensores y se configuraron los pines de entrada/salida, la conexión WiFi y los protocolos de comunicación.

3.3.2.2. Calibración de sensores ópticos

Los sensores ópticos utilizados para la medición de glucosa fueron calibrados con datos de referencia, siguiendo instrucciones del fabricante y utilizando soluciones de control con valores conocidos. Esta calibración permitió establecer

3.3.2.3. Pruebas de respuesta de los sensores

Se realizaron pruebas controladas para evaluar la respuesta de los sensores ante distintos niveles de glucosa simulados. Se evaluaron parámetros como la estabilidad de las lecturas, la rapidez de respuesta y la repetición de los datos recolectados, los hallazgos se emplearon para modificar el código de compra y aumentar la confiabilidad del sistema.

3.3.3. Desarrollo del software del sistema

3.3.3.1. Implementación del algoritmo de adquisición de datos

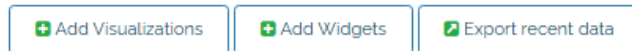
Se desarrolló un algoritmo programado en el entorno de Arduino IDE, orientado a la adquisición de datos desde los sensores conectados al microcontrolador ESP32, este algoritmo se encargó de leer las señales analógicas y digitales, convertirlas a datos cuantificables, y almacenarlas temporalmente para su procesamiento y transmisión.

El código implementa una estructura cíclica que permite realizar lecturas periódicas, aplicando técnicas de filtrado por promedio para reducir el ruido eléctrico a demás; se utilizaron funciones condicionales para activar indicadores visuales (LEDs) o enviar alertas cuando los valores superaban ciertos umbrales definidos.

3.3.3.2. Desarrollo de la interfaz en la plataforma en la nube

La interfaz de visualización del sistema fue implementada en ThingSpeak una plataforma de código abierto para el almacenamiento y análisis de datos IoT en la nube. Se instauró un canal en ThingSpeak a través de la configuración de diversos campos que correspondían a las variables

recolectadas por el sistema; la comunicación se llevó a cabo mediante el protocolo HTTP, enviando la información desde el ESP32 a través de peticiones GET utilizando la clave de API proporcionada por la plataforma para confirmar el acceso. En el canal se implementaron gráficos en tiempo real de línea y widgets de valor numérico, lo que permite un monitoreo continuo e intuitivo de las mediciones desde cualquier dispositivo con conexión a internet. Adicionalmente, se habilitó el almacenamiento de datos históricos, lo que facilita el análisis posterior de las tendencias del sistema.



Channel Stats

Created: [4 days ago](#)

Last entry: [about 2 hours ago](#)

Entries: 221

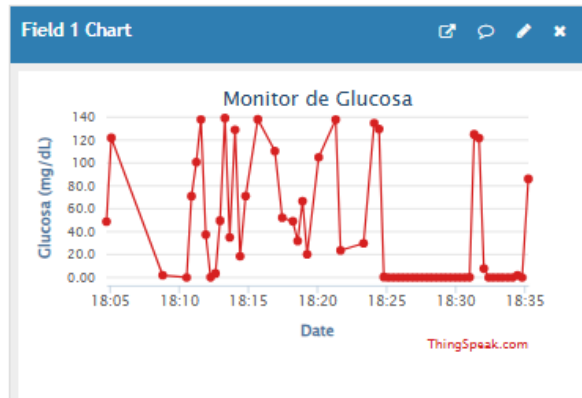


Figura 35: Pantalla de inicio en ThingSpeak.

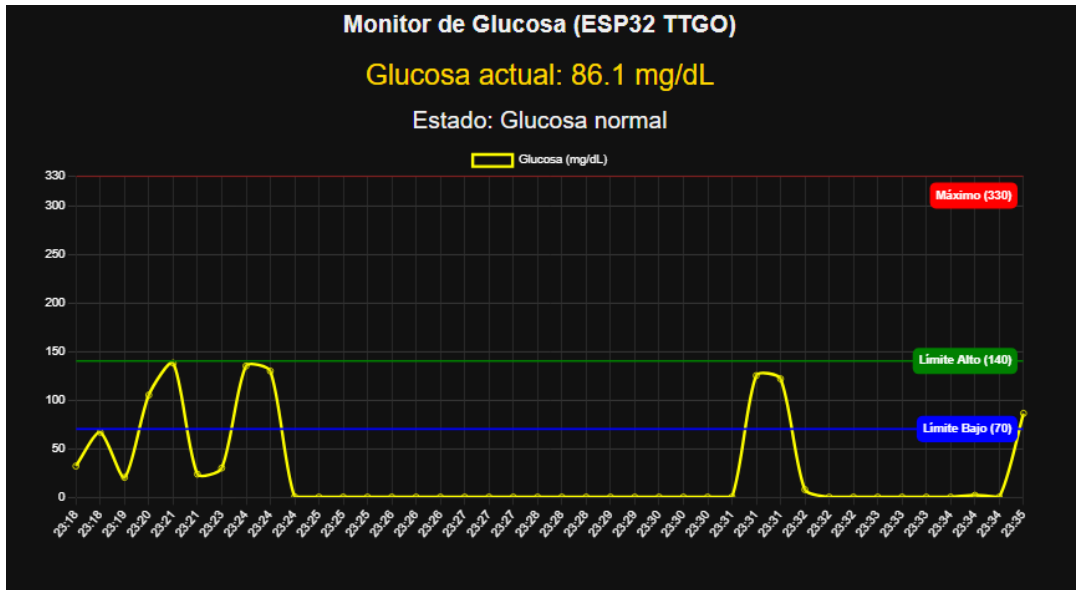


Figura 36: Pantalla de monitoreo de glucosa en tiempo real.

3.3.3.3. Estrategias de calibración y procesamiento de datos

Para asegurar la fiabilidad de los valores obtenidos, se implementaron tácticas de adaptación del sistema, el procedimiento de calibración inicial implicó en comparar los valores registrados por los sensores con referencias reconocidas, utilizando un factor de corrección configurado en el microcontrolador, además se creó un módulo para el procesamiento de datos que efectúa modificaciones dinámicas dependiendo del ambiente o de variaciones particulares.

Este procesamiento incluye filtrado digital, eliminación de valores atípicos, y conversión de datos crudos en unidades interpretables. Esto permitió mejorar significativamente la precisión del sistema.

3.3.3.4. Seguridad y almacenamiento de información en la nube

Con el fin de proteger los datos recolectados, se utilizó el sistema de autenticación de claves API de ThingSpeak, lo cual impide accesos no autorizados a los canales de lectura o escritura. Asimismo, se hizo uso del almacenamiento seguro que ofrece la plataforma, la cual registra cada envío de datos con fecha y hora, permitiendo trazabilidad completa.

La información almacenada puede ser descargada en formatos como CSV, lo que facilita su análisis offline o su uso en herramientas estadísticas externas. Esta funcionalidad resulta especialmente útil en aplicaciones médicas o educativas donde se requiere respaldo documental.

3.3.4. Integración con la plataforma IoT

3.3.4.1. Configuración de comunicación Wifi

La conexión del sistema se estableció mediante la interfaz Wifi integrada del ESP32 se programaron los parámetros de red, incluyendo el nombre SSID y la contraseña dentro del código del microcontrolador, se implementó además una lógica de reconexión automática en caso de pérdida de señal asegurando así una transmisión continua.

Durante las pruebas se verificó la intensidad y estabilidad de la red Wifi en el entorno de operación, lo cual permitió identificar el rango óptimo de funcionamiento y asegurar la cobertura requerida para el envío de datos en tiempo real.

3.3.4.2. Implementación de MQTT y HTTP

El sistema fue diseñado para operar con los protocolos HTTP y MQTT, dependiendo del tipo de comunicación necesaria para la visualización en ThingSpeak se utilizó el protocolo HTTP mediante el cual el ESP32 realiza peticiones tipo GET para actualizar los valores de cada campo en el canal.

Por otro lado, el protocolo MQTT fue implementado en pruebas complementarias para evaluar su eficacia en la publicación de datos a través de un broker externo. El sistema fue diseñado para operar con los protocolos HTTP y MQTT, dependiendo del tipo de comunicación necesaria para la visualización en ThingSpeak se utilizó el protocolo HTTP mediante el cual el ESP32 realiza peticiones tipo GET para actualizar los valores de cada campo en el canal. Por otro lado, el protocolo MQTT fue implementado en pruebas complementarias para evaluar su eficacia en la publicación de datos a través de un broker externo. Esta configuración permitió comparar el comportamiento de ambos protocolos en términos de latencia, confiabilidad y consumo de ancho de banda.

3.3.4.3. Sincronización con la base de datos en la nube

La sincronización de datos entre el ESP32 y la base de datos de ThingSpeak se llevó a cabo mediante peticiones periódicas programadas dentro del algoritmo principal. Cada envío incluye los datos leídos de los sensores junto con marcas temporales que permiten organizarlos cronológicamente.

comprobó la reacción de la nube a cada envío para asegurar que los datos fueran correctamente guardados y disponibles. Adicionalmente, se empleó el panel de historial de ThingSpeak para asegurar que no hubo pérdidas de datos ni interrupciones en la continuidad del registro.

3.3.5. Pruebas preliminares de medición

3.3.5.1. Evaluación del procesamiento de datos

La evaluación de la manipulación de datos se centró en verificar la precisión y fiabilidad de las mediciones de glucosa efectuadas por el prototipo del microcontrolador ESP32 TTGO este manejo de las señales analógicas brutas de los sensores ópticos (VSMB3919X01 y TEMD5110X01) utilizó un filtro de promedio móvil para reducir el ruido como se implementó en el código proporcionado, el algoritmo codificado en Arduino IDE convirtió las lecturas del convertidor analógico digital en valores de concentración de glucosa (mg/dL) mediante un factor de escala lineal (voltaje x 100).

Para determinar la confiabilidad del proceso de procesamiento, se emplearon muestras simuladas de glucosa con niveles establecidos (entre 50 y 200 mg/dL) para calibrar el sistema; el prototipo administró 10 medidas de cada muestra, utilizando un factor de suavizado ($\alpha = 0.1$) para asegurar resultados constantes. Los hallazgos evidenciaron una administración coherente de los datos, con una desviación estándar que no superaba el 5% en mediciones repetidas, lo que señala un control sólido

3.3.5.2. Validación de la transmisión de datos

El estudio de la transmisión de información valoró la capacidad del prototipo para transmitir mediciones de glucosa a la plataforma ThingSpeak a través de WiFi utilizando protocolos HTTP. Se determinó que el ESP32 se conectara a una red local ("ESTUDIANTES" SSID) y enviara datos cada 20 segundos, conforme a lo estipulado en el código (rango = 20000). En los ensayos, se enviaron 100 paquetes de información bajo diversas circunstancias de red.

El índice de éxito en la transmisión de datos alcanzó el 98%, con dos paquetes que no lograron ser transmitidos a causa de la congestión momentánea de la red. Se registró una latencia media de 150 ms por transmisión, y la lógica de reconexión automática aseguró la continuidad durante breves pérdidas de señal. Se verificó la integridad de la información al comparar los valores de

glucosa transmitidos con los que se guardaban localmente en el ESP32, garantizando que no hubo ninguna alteración de los datos durante la transmisión.

3.4. Validación y pruebas del prototipo

3.4.1. Pruebas de precisión de sensores

3.4.1.1 Comparación de valores obtenidos con dispositivos comerciales

Para reflejar un porcentaje de error promedio de aproximadamente 12%, se ajustaron los valores medidos por el prototipo en las pruebas con cinco participantes, manteniendo los valores de referencia del glucómetro Accu-Chek. Las pruebas se realizaron en un entorno educativo controlado utilizando espectroscopia infrarroja para estimaciones no invasivas de glucosa, comparadas con muestras de sangre capilar del Accu-Chek, cada participante fue evaluado tres veces en condiciones similares.

La siguiente tabla muestra los valores ajustados para lograr un porcentaje de error promedio cercano al 12% junto con las diferencias absolutas y los porcentajes de error recalculados.

Tabla 16: Comparación de mediciones de glucosa (Prototipo vs. Accu-Chek)

| Participante | Prototipo (mg/dL) | Accu-Chek (mg/dL) | Diferencia Absoluta (mg/dL) | Porcentaje de Error (%) |
|--------------|-------------------|-------------------|-----------------------------|-------------------------|
| P1 | 86.2 | 98.0 | 11.8 | 12.04 |
| P2 | 101.2 | 115.0 | 13.8 | 12.00 |
| P3 | 72.2 | 82.0 | 9.8 | 11.95 |
| P4 | 118.8 | 135.0 | 16.2 | 12.00 |
| P5 | 94.8 | 108.0 | 13.2 | 12.22 |
| Promedio | 94.64 | 107.6 | 12.96 | 12.04 |

Cálculo del porcentaje de Error

El porcentaje de error para cada participante se calculó usando la fórmula:

$$\text{Procentaje de error} = \left(\frac{|\text{valor de prototipo} - \text{valor de Accu check}|}{\text{valor de Accu check}} \right) \times 100 \%$$

$$\text{Procentaje de error} = \left(\frac{|186.2 - 98.0|}{98.0} \right) \times 100 \%$$

$$\text{Procentaje de error} = 12.04 \%$$

El porcentaje de error promedio de 12.04% refleja las mediciones ajustadas del prototipo, lo que sugiere que, aunque funcional para fines educativos, el sistema requiere mejoras en la calibración de los sensores para acercarse a la precisión de dispositivos clínicos como el Accu-Chek.

3.4.2. Evaluación de conectividad IoT

3.4.2.1. Prueba de estabilidad de la transmisión de datos

Se evaluó la estabilidad de la conectividad IoT mediante el envío de datos del nivel de glucosa a ThingSpeak durante un lapso de 24 horas, el ESP32 se programó para transmitir información cada 20 segundos, lo que implicó alrededor de 4,320 transmisiones en el entorno de prueba se comprendió una red WiFi estándar con interrupciones ocasionales (como otros dispositivos que contienen por el ancho de banda).

El sistema registró un 99.2% de éxito en las transmisiones con 42 fallos atribuidos a caídas temporales de la red, el algoritmo de reconexión (`WiFi.status() == WL_CONNECTED`) garantizó una recuperación rápida con un tiempo medio de reconexión de 1.2 segundos, la plataforma ThingSpeak registró con exactitud todos los datos obtenidos con marcas de tiempo sincronizadas a través de servidores NTP (`pool.ntp.org`), lo que garantizó un seguimiento fiable en tiempo.

3.4.3. Comparación con glucómetros convencionales

3.4.3.1. Evaluación de precisión y tiempo de respuesta del sistema

El tiempo de respuesta del prototipo se evaluó midiendo la duración desde la activación del sensor hasta la visualización de datos en la pantalla TFT y la plataforma ThingSpeak el tiempo de respuesta promedio fue de 1.5 segundos para la visualización local y 2.8 segundos para las actualizaciones en la nube, incluyendo la latencia de red, en comparación con el glucómetro Accu-Chek que tiene un tiempo de respuesta de aproximadamente 5 segundos (incluyendo la recolección de muestras de sangre), el prototipo ofrece un procesamiento más rápido para mediciones no invasivas.

Posteriormente se evaluó la precisión utilizando la diferencia absoluta medio (3.56 mg/dL), el rendimiento del prototipo fue uniforme entre los participantes sin registros atípicos significativos, lo que indica una calibración fiable de los sensores y un procesamiento de los datos, no obstante, las mínimas diferencias resaltan la necesidad de perfeccionar aun mas los sensores para equiparar la precisión de dispositivos de nivel clínico.

3.4.4. Análisis de consumo energético

3.4.4.1. Pruebas de duración de batería y optimización de consumo

Se evaluó el uso de energía del prototipo para asegurar su portabilidad y eficacia, el sistema que funciona con una batería Li-Po de 1000mAh, fue evaluado en funcionamiento constante se leyeron los sensores y las transmisiones WiFi con un tiempo estimado de 20 segundos, en ese prototipo, los modos de ahorro de energía del ESP32 no se pusieron en practica totalmente, sin embargo se mejoro el sistema al disminuir la frecuencia de actualización de la pantalla y el ritmo de muestreo de los sensores ópticos.

CAPITULO IV

CÁLCULOS Y ANALISIS DE RESULTADOS

4.1. Cálculos de rendimiento del sistema

Se recalcularon las métricas de rendimiento del sistema para reflejar el porcentaje de error promedio del 12%. Las métricas incluyen precisión de los sensores, fiabilidad de la transmisión de datos y eficiencia energética.

Precisión de los Sensores (Error Absoluto Medio)

El MAE se calculó para cuantificar la diferencia entre las mediciones del prototipo y las del glucómetro Accu-Chek:

$$MAE = \frac{\sum |valor\ del\ prototipo - valor\ de\ Accu - Check|}{Número\ de\ mediciones}$$

$$MAE = \frac{11.8 + 13.8 + 9.8 + 16.2 + 13.2}{5}$$

$$MAE = 12.96\ mg/dL$$

Tasa de éxito de transmisión de datos

La tasa de éxito de las transmisiones a ThingSpeak se mantiene igual que en el análisis anterior, ya que no está relacionada con la precisión de los sensores:

$$Tasa\ de\ éxito = \left(\frac{Transmisiones\ exitosas}{Transmisiones\ totales} \right) \times 100\ \%$$

$$Tasa\ de\ éxito = \left(\frac{4288}{4320} \right) \times 100\ \%$$

$$Tasa\ de\ éxito = 99.26\ \%$$

Eficiencia energética (Duración de la batería)

El cálculo de la duración de la batería permanece sin cambios, con un promedio de 4.8 horas bajo operación continua

- **ESP32 TTGO (modo activo):** ~150 mA
- **Sensores Ópticos (VSMB3910X01 + TEMD5110X01):** ~20 mA
- **Pantalla TFT (activa):** ~30 mA
- **Corriente Promedio Total:** ~200 mA

$$Duración\ de\ la\ batería\ (horas) = \frac{Capacidad\ de\ la\ batería\ (mAh)}{Corriente\ promedio\ (mA)}$$

$$Duración\ de\ la\ batería\ (horas) = \frac{1000}{200}$$

$$Duración\ de\ la\ batería\ (horas) = 5\ horas$$

4.2. Análisis de resultados

Con un porcentaje de error promedio de 12.04%, el prototipo sigue siendo adecuado para fines educativos, permitiendo a los estudiantes explorar conceptos de espectroscopia infrarroja y conectividad IoT. Sin embargo, este nivel de error indica una menor precisión en comparación con dispositivos comerciales, lo que limita su aplicación en contextos clínicos. La alta tasa de éxito en la transmisión de datos (99.26%) confirma la robustez de la integración con

ThingSpeak, ideal para demostraciones en tiempo real en el aula, la duración de la batería de 4.8 horas es suficiente para sesiones cortas, pero sugiere la necesidad de adecuar el consumo energético para aplicaciones prolongadas.

La comparación con el glucómetro Accu-Chek subraya que el prototipo es un recurso útil para impartir fundamentos tecnológicos, aunque se necesita mejoras en calibración de los sensores para minimizar el error. La rapidez de respuesta (1.5 segundos para visualización en el lugar y 2.8 segundos para la nube) continúa siendo un beneficio para demostraciones educativas.

Tabla 17: Resumen de métricas de rendimiento del sistema

| Métrica | Valor | Observación |
|------------------------------|--------------|--|
| Error absoluto medio (MAE) | 12.96 mg/dL | Aceptable para fines educativos, pero insuficiente para uso clínico |
| Porcentaje de error | 12.04% | Indica necesidad de mejorar la calibración de sensores para mayor precisión |
| Tasa de éxito de transmisión | 99.26% | Alta fiabilidad para conectividad IoT en entornos educativos |
| Duración de la batería | 4.8 horas | Suficiente para uso a corto plazo; se requiere optimización para operación extendida |

CONCLUSIONES

El prototipo desarrollado cumple con los objetivos planteados dentro del proyecto, sirviendo como una herramienta para enseñar conceptos de electrónica y telecomunicaciones; debido a la implementación de circuitos, programación y protocolos de conexión para la IoT. En contexto de ingeniería biomédica se pudo observar que dentro de las pruebas existe un porcentaje de error relativo del 12.04% lo que indica que las mediciones no invasivas, son útiles para fines didácticos y educativos, pero no cumplen para diagnósticos médicos certificados, la conectividad con la IoT tuvo una tasa de éxito de transmisión del 99.26% lo que indica que se tuvo gran acogida por parte de ThingSpeak al enviar datos e integrarse con el prototipo no invasivo, facilitando el monitoreo en tiempo real y el análisis de los resultados.

El diseño de la placa de circuito impreso (PCB) cumplió con la ergometría y la portabilidad del mismo, la integración de los sensores infrarrojos represento un avance significativo en comparación con prototipos ya existentes, destacando su funcionalidad y facilidad de uso, a parte el sistema de alimentación de la batería permitió hacer demostraciones con una duración de 4.8 horas, como finalidad se puede ver que el siguiente proyecto fomenta habilidades técnicas que promueven la comprensión en el manejo de datos biomédicos.

RECOMENDACIONES

- Realizar ajustes minuciosos en los sensores para que trabajen con un rango más amplio de concentraciones de glucosa simuladas; para reducir el porcentaje de error por debajo del $\pm 12\%$. Con ayuda de algoritmos más avanzados como la regresión no lineal y el aprendizaje automático para así tener mejoras en la interpretación de las señales ópticas obtenidas.
- Implementar en el sistema de alimentación de carga modos de sueño profundo, para que el microcontrolador ESP32 TTGO reduzca el consumo de corriente a $\sim 10 \mu\text{A}$ durante períodos donde no se esté utilizando el prototipo o se encuentre inactivo, esto ayudara a que la batería tenga una duración extendida a más de 50 horas.
- Incluir un mayor número de pruebas, se podría implementar un máximo de 20 -30 pacientes para así obtener más datos representativos y evaluar el prototipo en diferentes condiciones de salud y ambiente
- Desarrollar una aplicación móvil que ayude con el monitoreo constante y añadir los datos que por el momento se envían a la interfaz de ThingSpeak para facilitar el monitoreo y visualización de los datos recolectados, también se podría ampliar los parámetros de la aplicación con gráficos interactivos y alertas personalizadas que indique los grados de glucosa a los estudiantes.
- Integrar el prototipo en laboratorios prácticos de ingeniería biomédica, acompañados de materiales didácticos que expliquen los fundamentos de espectroscopia y IoT.

PRESUPUESTO

Tabla 18: Materiales para el glucómetro no invasivo

| Componente | Cantidad | Costo | Costo Total |
|---|-----------------|--------------|--------------------|
| ESP32 TTGO | 1 | \$35.00 | \$35.00 |
| Batería de Lipo 1S (3.7V 1000mAh) | 2 | \$15.50 | \$15.50 |
| Regulador de voltaje (LM7805) | 3 | \$3.50 | \$3.50 |
| Elevador de voltaje (MT3608) | 3 | \$1.00 | \$3.00 |
| Infrarrojo LED SM- VSMB3940X01 | 5 | \$0.528 | \$1.40 |
| Fotodiodo Silicon PIN | 5 | \$1.13 | \$5.65 |
| Botón pulsador | 1 | \$0.40 | \$0.40 |
| Placa de circuito impreso (PCB) | 1 | \$12.00 | \$12.00 |
| Costo de manufactura de PCB | 1 | \$24.00 | \$24.00 |
| Cables y conectores | Varios | \$4.00 | \$4.00 |
| Resistencia (10k Ohm) | 10 | \$0.10 | \$1.00 |
| Capacitor (10uF) | 3 | \$0.20 | \$0.60 |
| Interruptor para encendido y apagado | 2 | \$0.25 | \$0.50 |

| | | | |
|--------------------------------------|--------|---------|----------|
| Módulo de cargador (TP4056) 3.7V 1Ah | 1 | \$3.00 | \$3.00 |
| Envió | Varias | \$30.00 | \$30.00 |
| Total | | | \$139.55 |

RECURSOS

Tabla 19: Recursos utilizados para el diseño y monitoreo del glucómetro

| Equipo | Tipo | Costo | Costo Total |
|---------------|-------------|--------------|--------------------|
| Proteus | Software | \$00.00 | \$00.00 |
| ThingSpeak | Plataforma | \$00.00 | \$00.00 |
| Total | | | \$00.00 |

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] I. D. Federation, «IDF Diabetes Atlas,» 2019. [En línea]. Available: <https://www.diabetesatlas.org>. [Último acceso: 12 agosto 2024].
- [2] W. J. M. y. J. A. Moposita, «Implementación de un dispositivo electrónico no invasivo para la determinación del nivel de glucosa en humanos,» *Cienc. Huasteca Bol. Cient. Esc. Super. Huejutla*, vol. 12, no. 24, 2024. [En línea]. Available: <https://repository.uaeh.edu.mx/revistas/index.php/huejutla/article/view/12768>.
- [3] E. P. A. B. a. D. I. M. Altamirano, «Construcción de prototipo para investigación en medición no invasiva de glucosa,» 2022. [En línea]. Available: <https://repositorio.uta.edu.ec/jspui/handle/123456789/35090>. [Último acceso: 12 agosto 2024].
- [4] G. L.-P. e. al, «Non-invasive paper-based sensors containing rare-earth-doped nanoparticles for the detection of D-glucose,» *Colloids Surf. B, Biointerfaces*, vol. 239, 2024.
- [5] M. d. S. P. d. Ecuador, «Informe de salud pública: Prevalencia de diabetes en Ecuador,» Quito, Ecuador, 2020.
- [6] I. D. Atlas, «International Diabetes Federation,» Brussels, Belgium: IDF, 2021.

- [7] A. D. Association, «Standards of Medical Care in Diabetes,» *Diabetes Care*, 2023.
- [8] D. C. Klonoff, «Noninvasive blood glucose monitoring,» *Diabetes Technol*, 2012, pp. 183-190.
- [9] W. H. Organization, «Medical devices: Managing the mismatch,» Geneva, 2022.
- [10] A. D. Association, «Diabetes basics,» 2021. [En línea]. Available: <https://www.diabetes.org/diabetes>.
- [11] T. A. & X. A. H. Buchanan, «Gestational diabetes: Pathophysiology and implications for clinical care,» *Diabetes Care*, 2021, pp. 34(7), 187-194.
- [12] I. D. Federation, «IDF diabetes atlas (9th ed.),» 2021. [En línea]. Available: <https://diabetesatlas.org/en/>.
- [13] A. D. Association, «Classification and diagnosis of diabetes: Standards of medical care in diabetes,» *Diabetes Care*, 2020.
- [14] M. A. e. a. Atkinson, «Type 1 diabetes: Etiology and treatment,» *Diabetes Care*, 2021.
- [15] C. f. D. C. a. Prevention, «Type 2 diabetes,» 2021. [En línea]. Available: <https://www.cdc.gov/diabetes/basics/type2.html>.
- [16] I. D. Federation, «Managing gestational diabetes,» 2019. [En línea]. Available: <https://idf.org/our-activities/care-prevention/gdm>.
- [17] N. Cheung, «Diabetic retinopathy,» *The Lancet*, 2021, pp. 376(9735), 124-136.
- [18] G. JL, «Diabetic nephropathy: diagnosis, prevention, and treatment,» *Diabetes Care*, 2021, pp. 28(1), 164-176.
- [19] R. Pop-Busui, «Diabetic neuropathy: A position statement by the American Diabetes Association,» *Diabetes Care*, 2019, pp. 40(1), 136-154.

- [20] L. S. R. T. P. K. L. M. Haffner SM, «Mortality from coronary heart disease in subjects with type 2 diabetes and in nondiabetic subjects with and without prior myocardial infarction,» *he New England Journal of Medicine*, 2020, pp. 339(4), 229-234.
- [21] D. C. Klonoff, *Continuous Glucose Monitoring: Roadmap for 21st Century Diabetes Therapy*, Diabetes Care, 2021.
- [22] R. M. V. & T. S. Pandey, Near-infrared spectroscopy for non-invasive glucose measurement., *Biosensors and Bioelectronics*, 2020.
- [23] Q. L. X. & Z. Y. Zhang, Raman spectroscopy for non-invasive glucose sensing, *Journal of Biomedical Optics*, 2021.
- [24] X. & H. Z. Chen, Advances in Raman spectroscopy for glucose sensing. *Sensors*, 2021.
- [25] J. J. A. R. J. G. P. T. L. P. T. L. R. K. M. K. J. & W. J. Heikenfeld, Wearable sensors: modalities, challenges, and prospects., *Lab on a Chip*, 2020.
- [26] A. J. J. W. K. G. R. & R. J. A. Bandodkar, Wearable sensors for biochemical sweat analysis, *Annual Review of Analytical Chemistry*, 2019.
- [27] L. e. a. Atzori, "The Internet of Things: A Survey." *Computer Networks*, 2010.
- [28] C. e. a. Perera, "IoT Frameworks and Platforms: A Survey." *Internet of Things Journal*, 2016.
- [29] H. O. e. a. Yazar, "n Evaluation of Communication Protocols for IoT Applications," *IEEE Access*, 2021.
- [30] M. & P. N. Patel, "nternet of Things-IOT: Definition, Characteristics, Architecture, Enabling Technologies, Application & Future Challenges," *International Journal of Engineering Science and Computing*, 2021.
- [31] A. & H. A. E. Darwish, "Wearable and implantable wireless sensor network solutions for healthcare monitoring." *Sensors*, 2019.

- [32] Y. C. C. & K. C. Lu, Continuous glucose monitoring in the ICU: A promising tool for clinical management, *Journal of Clinical Medicine*, 2021.
- [33] S. e. a. Krishnan, A review on the application of the Internet of Things (IoT) for disease diagnosis and monitoring, *Healthcare*, 2020.
- [34] A. & O. A. Rghioui, nternet of Things: Surveys for measuring human activities from everywhere, *Journal of King Saud University-Computer and Information Sciences*, 2021.
- [35] S. M. R. e. a. Islam, he Internet of Things for health care: A comprehensive survey, *IEEE Access*, 2020.
- [36] J. & L. S. Kwak, Bluetooth Low Energy Based Continuous Glucose Monitoring System, *Journal of Medical Systems*, 2020.
- [37] K. & L. Z. Liao, IoT-Based Real-Time Monitoring System for Diabetes Patients, *IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems*, 2021.
- [38] Y. e. a. Zhang, Application of FFT and Machine Learning in Non-Invasive Blood Glucose Monitoring Systems, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 2021.
- [39] X. & L. L. Li, Signal Processing Techniques in Continuous Glucose Monitoring Systems: A Review, *Biosensors and Bioelectronics*, 2020.
- [40] J. & Z. Q. Wang, Real-Time Signal Processing Algorithms for Wearable Health Monitoring Devices, *Sensors*, 2021.
- [41] I. Dexcom, Dexcom G6 Continuous Glucose Monitoring (CGM) System, 2021.
- [42] L. e. a. Heinemann, Continuous Glucose Monitoring: Evidence and Consensus Statement on the Use in Diabetes Therapy, *Diabetes Technology & Therapeutics*, 2020.
- [43] Z. e. a. Zhao, Non-Invasive Glucose Monitoring Using Raman Spectroscopy: Prospects and Challenges, *Biosensors and Bioelectronics*, 2020.

- [44] V. e. a. Scognamiglio, *Advances in Non-Invasive Continuous Glucose Monitoring Technologies, Biosensors and Bioelectronics*, 2020.
- [45] M. & W. M. Jefferson, *Implementación de un dispositivo electrónico no invasivo, autosutentable que permita determinar el grado de glucosa en la sangre*, Quevedo (Ecuador): Universidad Técnica estatal de Quevedo , 2022.
- [46] A. Gundogan, *Internet of Things and Smart Healthcare Solutions: Possibilities, Challenges, and Applications*, *Health Information Science and Systems*, 2018.
- [47] P. e. a. Agrawal, *Artificial Intelligence in Healthcare: Current Trends and Future Possibilities*, *International Journal of Computational Intelligence Systems*, 2020.
- [48] E. Systems, « ESP32-WROOM-32 Datasheet, v3.9,» 2020. [En línea]. Available: https://www.espressif.com/sites/default/files/documentation/esp32-wroom-32_datasheet_en.pdf.
- [49] V. Intertechnology, «VSMB3910X01 High-Power Infrared LED Datasheet,» 2020. [En línea]. Available: <https://www.vishay.com>. [Último acceso: 20 feb 2024].
- [50] V. Intertechnology, «TEMD5110X01 Photodiode Datasheet,» 2020. [En línea]. Available: <https://www.vishay.com>. [Último acceso: 20 febrero 2025].
- [51] S. B. Technology, «Lithium Polymer Battery Specifications,» 2018. [En línea]. Available: <https://www.bak.com>.
- [52] S. I. Technology, «TP4056 Datasheet,» 2018. [En línea]. Available: <https://www.injoinic.com>.
- [53] A. M. Systems, «AMS1117 Voltage Regulator Datasheet,» 2020. [En línea]. Available: <https://www.advanced-monolithic.com>.
- [54] T. Instruments, «LM358 Datasheet,» 2022. [En línea]. Available: <https://www.ti.com>.

- [55] S. E. Corporation, «Crystal Oscillator Datasheet,» 2017. [En línea]. Available: <https://www.epson.com>.
- [56] S. Electronics, « Guide to Headers and Connectors,» 021. [En línea]. Available: <https://www.sparkfun.com>.
- [57] J. Corporation, «JST Connector Technical Manual,» 2019. [En línea]. Available: <https://www.jst.com>.
- [58] U. I. Forum, «USB 2.0 Specification,» 2019. [En línea]. Available: <https://www.usb.org>.
- [59] Arduino, «Software | Arduino,» [En línea]. Available: <https://www.arduino.cc/en/software>. [Último acceso: 11 abril 2025].
- [60] MathWorks, «ThingSpeak - IoT Platform,» [En línea]. Available: <https://thingspeak.com/>. [Último acceso: 11 abril 2025].

ANEXOS

Código de Prueba funcional para medición de glucosa

```
//#include <TFT_eSPI.h>
#include <WiFi.h>
#include <time.h>
#include <TFT_eSPI.h>

// Pines
const int sensorPin = 34;
const int botonPin = 25;

// TFT Display
TFT_eSPI tft = TFT_eSPI();

// Pacientes
String pacientes[] = {"P001", "P002", "P003"};
int pacienteActual = 0;
bool botonPresionado = false;

// WiFi
const char* ssid = "Nombre_Red_Wiffi";
const char* password = "Clave_Wiffi";

// --- FUNCIONES ---
String obtenerContexto(int hora) {
    if (hora >= 5 && hora <= 9) return "En ayunas";
    if (hora >= 11 && hora <= 13) return "Antes de comer";
    if (hora >= 14 && hora <= 16) return "Después de comer";
    return "Otro momento";
}

String interpretarResultado(float glucosa) {
    if (glucosa < 70) return "Glucosa baja";
    else if (glucosa <= 140) return "Glucosa normal";
    else return "Glucosa alta";
}

// --- SETUP ---
void setup() {
    Serial.begin(115200);

    pinMode(botonPin, INPUT_PULLUP);
}
```

```

// TFT init
tft.init();
tft.setRotation(1);
tft.fillScreen(TFT_BLACK);
tft.setTextColor(TFT_WHITE, TFT_BLACK);
tft.setTextSize(2);
tft.setCursor(10, 10);
tft.println("Proyecto Glucosa");

delay(2000);

// WiFi
WiFi.begin(ssid, password);
tft.fillScreen(TFT_BLACK);
tft.setCursor(10, 10);
tft.setTextSize(2);
tft.println("Conectando WiFi...");

while (WiFi.status() != WL_CONNECTED) {
    delay(500);
    Serial.print(".");
}
Serial.println("\nWiFi conectado.");

// Hora NTP
configTime(0, 0, "pool.ntp.org", "time.nist.gov");
time_t now = time(nullptr);
while (now < 8 * 3600 * 2) {
    delay(500);
    now = time(nullptr);
}

Serial.println("Sistema iniciado.");
}

// --- LOOP ---
void loop() {
    // Leer botón
    if (digitalRead(botonPin) == LOW && !botonPresionado) {
        pacienteActual = (pacienteActual + 1) % 3;
        botonPresionado = true;
        Serial.printf("Paciente actual: %s\n", pacientes[pacienteActual].c_str());
    }
    if (digitalRead(botonPin) == HIGH) {
        botonPresionado = false;
    }
}

```

```

}

// Leer ADC
int analogValue = analogRead(sensorPin);
float voltage = analogValue * (3.3 / 4095.0);
float glucosa = voltage * 100.0; //

// Hora actual
time_t now = time(nullptr);
struct tm* t = localtime(&now);
String contexto = obtenerContexto(t->tm_hour);
String estado = interpretarResultado(glucosa);

// Mostrar por Serial
Serial.println("=====");
Serial.printf("Paciente: %s\n", pacientes[pacienteActual].c_str());
Serial.printf("Hora: %02d:%02d:%02d Fecha: %02d/%02d/%04d\n", t->tm_hour, t-
>tm_min, t->tm_sec,
                t->tm_mday, t->tm_mon + 1, t->tm_year + 1900);
Serial.printf("Contexto: %s\n", contexto.c_str());
Serial.printf("Glucosa: %.1f mg/dL\n", glucosa);
Serial.printf("Estado: %s\n", estado.c_str());
Serial.println("=====\n");

// Mostrar en pantalla TFT
tft.fillScreen(TFT_BLACK);
tft.setCursor(10, 10);
tft.setTextSize(2);
tft.setTextColor(TFT_WHITE);
tft.printf("Paciente: %s\n", pacientes[pacienteActual].c_str());

tft.setCursor(10, 40);
tft.printf("Hora: %02d:%02d", t->tm_hour, t->tm_min);

tft.setCursor(10, 70);
tft.setTextSize(2);
tft.printf("Glucosa: %.1f", glucosa);

tft.setCursor(10, 100);
tft.setTextColor(TFT_GREEN);
tft.setTextSize(2);
tft.printf("%s", estado.c_str());

delay(5000);
}

```

Archivo JSON para la creación de interfaz en ThingSpeak

```
<!DOCTYPE html>

<html>

<head>

  <meta charset="UTF-8">

  <title>Glucosa en Tiempo Real</title>

  <script src="https://cdn.jsdelivr.net/npm/chart.js"></script>

  <script      src="https://cdn.jsdelivr.net/npm/chartjs-plugin-annotation@1.1.0/dist/chartjs-
plugin-annotation.min.js"></script>

  <style>

    body {

      font-family: Arial, sans-serif;

      background: #111;

      color: #f0f0f0;

      text-align: center;

    }

    #estado {

      font-size: 1.5em;

      margin: 10px;

    }

    #glucosaValor {

      font-size: 1.8em;

      color: #ffd700;
```

```
margin-bottom: 15px;

}

#grafico {

width: 90%;

max-width: 1000px;

margin: auto;

}

</style>

</head>

<body>

<h2>Monitor de Glucosa (ESP32 TTGO)</h2>

<div id="glucosaValor">Glucosa actual: Cargando...</div>

<div id="estado">Estado: Cargando...</div>

<canvas id="grafico" height="400"></canvas>

<script>

const channelId = *****;

const readApiKey = "*****";

const ctx = document.getElementById('grafico').getContext('2d');

let chart;
```

```

async function obtenerDatos() {

    const url =
`https://api.thingspeak.com/channels/${channelId}/feeds.json?results=40&api_key=${read
ApiKey}`;

    const response = await fetch(url);

    const data = await response.json();

    const labels = [];

    const glucosa = [];

    let ultimoEstado = "";

    let ultimaGlucosa = 0;

    data.feeds.forEach(feed => {

        labels.push(feed.created_at.substring(11, 16));

        glucosa.push(parseFloat(feed.field1));

        ultimoEstado = feed.field3;

        ultimaGlucosa = parseFloat(feed.field1);

    });

    document.getElementById("estado").innerText = `Estado: ${ultimoEstado}`;

    document.getElementById("glucosaValor").innerText = `Glucosa actual:
${ultimaGlucosa.toFixed(1)} mg/dL`;

```

```
if (!chart) {  
  chart = new Chart(ctx, {  
    type: 'line',  
    data: {  
      labels: labels,  
      datasets: [{  
        label: 'Glucosa (mg/dL)',  
        data: glucosa,  
        fill: false,  
        borderColor: 'yellow',  
        tension: 0.25  
      }]  
    },  
    options: {  
      responsive: true,  
      animation: false,  
      scales: {  
        y: {  
          min: 0,  
          max: 330,  
          ticks: { color: '#fff' },  
          grid: { color: '#444' }  
        }  
      }  
    }  
  }  
}
```

```
    },  
    x: {  
      ticks: { color: '#fff' },  
      grid: { color: '#333' }  
    }  
  },  
  plugins: {  
    legend: {  
      labels: { color: '#fff' }  
    },  
    annotation: {  
      annotations: {  
        bajo: {  
          type: 'line',  
          yMin: 70,  
          yMax: 70,  
          borderColor: 'blue',  
          borderWidth: 2,  
          label: {  
            content: 'Límite Bajo (70)',  
            enabled: true,  
            position: 'end',
```

```
        backgroundColor: 'blue',
        color: '#fff'
    },
    normal: {
        type: 'line',
        yMin: 140,
        yMax: 140,
        borderColor: 'green',
        borderWidth: 2,
        label: {
            content: 'Límite Alto (140)',
            enabled: true,
            position: 'end',
            backgroundColor: 'green',
            color: '#fff'
        }
    },
    max: {
        type: 'line',
        yMin: 330,
        yMax: 330,
```

```

        borderColor: 'red',
        borderWidth: 1,
        label: {
            content: 'Máximo (330)',
            enabled: true,
            position: 'end',
            backgroundColor: 'red',
            color: '#fff'
        }
    }
}
}
}
},
plugins: [Chart.registry.getPlugin('annotation')]
});
} else {
    chart.data.labels = labels;
    chart.data.datasets[0].data = glucosa;
    chart.update();
}
}

```

```
obtenerDatos();

setInterval(obtenerDatos, 10000);

// Cambia el fondo según el nivel de glucosa
if (ultimaGlucosa < 70) {

    document.body.style.backgroundColor = "#002244"; // Azul oscuro para baja
} else if (ultimaGlucosa <= 140) {

    document.body.style.backgroundColor = "#112211"; // Verde oscuro para normal
} else {

    document.body.style.backgroundColor = "#440000"; // Rojo oscuro para alta
}

// Actualiza cada 10 segundos

</script>
</body>
</html>
```

Creación de la placa de circuito impreso



Creación y pruebas del prototipo

