

UNIVERSIDAD SANTO TOMÁS

**DESARROLLO DE UN PROTOTIPO DE SIMULADOR DE PACIENTE PARA
SATURACIÓN DE OXIGENO (SpO₂) OPEN SOURCE**

Realizado por

Duvan Felipe Higuera Aponte

Daniel Alejandro Morales Camacho

Proyecto presentado en cumplimiento del requisito para
optar por el título de Ingeniero Electrónico



Pasantía L&V Ingeniería y Soluciones

Facultad de Ingeniería electrónica

División de Arquitectura e Ingenierías

septiembre 2025

**DESARROLLO DE UN PROTOTIPO DE SIMULADOR DE PACIENTE PARA
SATURACIÓN DE OXIGENO (SpO₂) OPEN SOURCE**

Realizado por

Duvan Felipe Higuera Aponte

Daniel Alejandro Morales Camacho

Proyecto presentado en cumplimiento del requisito para
optar por el título de Ingeniero Electrónico

Dirigido por

M.Sc. William Fernando Álvarez Castañeda

Co-Dirigido por

M.Sc. José Ricardo Casallas Gutiérrez

Pasantía L&V Ingeniería y Soluciones

Facultad de Ingeniería electrónica

División de Arquitectura e Ingenierías

septiembre 2025

Nota de aceptación

Firma del autor

Firma del jurado

Firma del jurado

TUNJA OCTUBRE DE 2025

Advertencia

La Universidad Santo Tomás no se hace responsable de las opiniones y conceptos expresados en el trabajo de grado, solo velará por qué no se publique nada contrario al dogma ni a la moral católica y porque el trabajo no tenga ataques personales y únicamente se vea el anhelo de buscar la verdad científica.

Capítulo III –Art. 46 del Reglamento de la Universidad Santo Tomás.

Dedicatoria

A mis padres, por ser mi raíz y mi impulso, por cada sacrificio silencioso, cada palabra de aliento y por enseñarme que los sueños se construyen con esfuerzo y amor; a mis hermanas, por estar presentes en mi vida con cariño único, por sus palabras sinceras y por recordarme quién soy; a mi pareja, quien ha estado a mi lado durante una parte de mi camino, tanto en los días buenos como en los no tan fáciles, brindándome su amor paciente, sin soltar mi mano, haciéndome sentir capaz incluso cuando dude, y siendo, con su compañía, una luz constante y un refugio en medio de todo; y, con el corazón lleno de gratitud y nostalgia, a mi abuelo Alfredo, a quien dedico profundamente esta trayectoria, porque él me vio dar mis primeros pasos en esta carrera, creyó en mí desde el comienzo y soñó con verme lograrlo, aunque la vida no le permitiera acompañarme hasta el final; sus consejos, sus historias llenas de sabiduría y el ejemplo de su vida, especialmente aquellas anécdotas de su tiempo en el servicio militar siguen guiando mis decisiones y fortaleciendo mi camino, este logro es tan mío como suyo, y su memoria vive en cada paso que doy.

Duvan Felipe Higuera Aponte

Dedico este trabajo primeramente a Dios, por ser mi guía, la fuerza en mis debilidades y la luz que ha iluminado mi camino incluso en los momentos más oscuros. Sin su presencia en mi vida, este logro no tendría el mismo sentido.

A mis padres, por ser mi raíz y mi impulso, por cada sacrificio y cada gesto de amor que me sostuvo cuando creí caer. Gracias por enseñarme que los sueños se construyen con esfuerzo, coraje y ternura. A mis abuelitas, por sus oraciones, sus abrazos cálidos y sus palabras llenas de fe. Su amor ha sido un refugio constante y un motor de esperanza. A mis abuelitos, cuyos pasos ya no caminan conmigo en esta tierra, pero cuya memoria vive intensamente en mí. En especial, a mi abuelo Carlos, quien me vio dar mis primeros pasos en esta carrera y soñó con verme llegar a la meta. Aunque la vida no les permitió acompañarme hasta el final, su legado, sus historias llenas de sabiduría y sus enseñanzas han guiado con firmeza. Este logro es tan mío como suyo. A mi hermano, compañero de vida, por estar ahí con su cariño sencillo pero profundo, por recordarme que la familia también es risa, complicidad y apoyo constante. Y a mi pareja, por ser un abrazo en los días difíciles, una mirada de confianza cuando flaqueaba, y una luz cálida que ha estado a mi lado en cada paso. Tu amor paciente, tu fe en mí y tu compañía han sido un refugio en medio del caos y una fuerza serena que me sostuvo.

Este trabajo es el reflejo de muchos corazones que me han amado y creído en mí. A todos ustedes, con amor eterno, gracias.

Daniel Alejandro Morales Camacho

Agradecimientos

Al director de tesis, quien fungió como fuente de consultoría, colaboro con la revisión, dirección y apoyo en general.

Al codirector quien nos empapo con el gusto y la sabiduría de analizar señales y entrenar modelos de aprendizaje de máquina.

A aquellos docentes que formaron parte activa del proceso de formación durante el curso del programa académico y quienes son los acreedores del trabajo presente.

Y a todas aquellas personas que contribuyeron en la culminación de este trabajo.

Índice General

Advertencia	4
Dedicatoria	5
Agradecimientos	6
Índice General	7
Índice de Ilustraciones	11
Índice de Ecuaciones	12
Índice de tablas	13
Resumen	14
Abstract	15
Introducción	16
Planteamiento del Problema	16
Objetivos	17
Objetivo General	17
Objetivos Específicos	17
Justificación	18
Diseño Metodológico	19
Etapa 1: Revisión Teórica y Análisis de Requerimientos	19
Etapa 2. Generador de la señal	20
Etapa 3. Sistemas de control de señales	20
Etapa 4. Captura y envío (acople con sensores comerciales)	21
Etapa 5. Sensor de simulación de SpO ₂ (“dedo”)	21
Etapa 6. Integración físico–electrónica	21

Etapa 7. Interfaz de usuario, ingreso y visualización de datos	22
Estado del Arte.....	23
Marco Teórico.....	25
Principios Fisiológicos.....	25
Sistema Circulatorio.....	25
Ciclo Cardíaco.	25
Circulación Pulmonar.	26
Circulación Sistémica.	26
Circulación Coronaria.....	26
Transporte de Oxígeno.....	27
Hemoglobina y Curva de Disociación del Oxígeno.	27
Ventilación Pulmonar	28
Transporte de Oxígeno y Gradientes	28
Relación Ventilación/Perfusión (V/Q).....	28
Pletismografía y Pulsioximetría.....	29
Oximetría	30
Funcionamiento del Pulsioxímetro	30
Calcular la Saturación de Oxígeno	31
Ley de Beer-Lambert	32
Valores de SpO ₂ :	33
Normal.	33
Hipoxia Leve.....	33
Hipoxia Moderada.	33

Limitaciones de la Pulsioximetría.....	33
Importancia de la Oximetría	33
Simulación en la Biomédica	33
Beneficios de la Simulación.....	33
Tipos de Simulación	34
Simuladores de Pacientes en el Entorno Empresarial	34
Mantenimiento de Equipos Biomédicos	34
Importancia del Mantenimiento	34
Protocolos de Mantenimiento	34
Normativa que Rige el Mantenimiento	35
Capacitación del Personal	36
Casos Específicos del Simulador de SpO ₂	36
Escenarios de Simulación	36
Evaluación de Resultados	36
Realizar Pruebas de Funcionamiento.....	36
Identificar Fallas.	36
Optimizar Protocolos de Mantenimiento.	36
Cuerpo del Trabajo	37
Resultados y Análisis.....	39
Comunicación ESP32 con DACs.....	39
Implementación y Pruebas del Demultiplexor.....	41
Switch con Transistores	43
Receptor Infrarrojo.....	44

Diseño y fabricación del sensor de simulación de SpO ₂	45
Esquema final.....	46
Unión de las anteriores etapas con la parte operacional	47
Diseño de PCB.....	49
Producto final.....	51
Tabla de Validación	53
Cronograma Proyecto de Grado.....	54
Tabla de Materiales y Costos	55
Conclusiones.....	57
Referencias.....	58
Anexos	61
Anexo A: Enlace Directo a Repositorio de Anexos.....	61

Índice de Ilustraciones

Fig. 1	Diagrama de flujo metodología.....	19
Fig. 2	Curva de disociación de la oxihemoglobina.....	28
Fig. 3	Onda PPG y ECG.	29
Fig. 4	Funcionamiento de oxímetro de dedo y las ondas roja e infrarroja.	31
Fig. 5	Conexión de los DACs.	39
Fig. 6	Saturación en el rango de (90-100%).	40
Fig. 7	Saturación en el rango de (80-90%).	40
Fig. 8	Saturación en el rango de (70-80%).	41
Fig. 9	Diagrama y montaje del demultiplexor.	41
Fig. 10	Comparador entre entrada y salida DAC 0x60.	42
Fig. 11	Comparador entre entrada y salida DAC 0x61.	42
Fig. 12	Conexión de etapas anteriores con el transistor en switch.	43
Fig. 13	Switch abierto primer transistor.	43
Fig. 14	Switch cerrado primer transistor.	44
Fig. 15	Señal de salida del receptor infrarrojo extraído de un oxímetro de pinza.	44
Fig. 16	Sonda de simulación de SpO ₂ por el lado del receptor.	45
Fig. 17	Sonda de simulación de SpO ₂ por el lado del emisor.....	45
Fig. 18	Esquemático del circuito de control de señales.....	46
Fig. 19	Esquemático del circuito transmisión de datos.	47
Fig. 20	Montaje del circuito completo.....	48
Fig. 21	Vista de señales en Osciloscopio y Monitor de Signos Vitales (90-100%).	48
Fig. 22	Vista de señales en Osciloscopio y Monitor de Signos Vitales (80-90%).	49
Fig. 23	Vista de señales en Osciloscopio y Monitor de Signos Vitales (70-80%).	49
Fig. 24	PCB de circuito de control de señales.	50
Fig. 25	PCB de circuito de transmisión de datos.....	50
Fig. 26	Prototipo final del proyecto.....	51
Fig. 27	Prototipo final del proyecto e interacción de usuario.....	52

Índice de Ecuaciones

Ecuación 1: Ley de Henry	27
Ecuación 2: Ecuación alveolar del oxígeno.....	28
Ecuación 3: Fracción de oxihemoglobina respecto al total de hemoglobina “funcional”	31
Ecuación 4: Saturación arterial de oxígeno en porcentaje.....	31
Ecuación 5: Relación de absorbancias pulsátiles basada en Beer–Lambert.....	31
Ecuación 6: Razón entre las amplitudes pulsátiles normalizadas	32
Ecuación 7: Ley de Beer–Lambert (o ley de Beer–Lambert–Bouguer).....	32

Índice de tablas

Tabla 1 Tabla de validación	53
Tabla 2 Cronograma del Proyecto de Grado.....	54
Tabla 3 Materiales y Costos.....	55

Resumen

El presente proyecto desarrolla un prototipo de simulador de paciente para saturación de oxígeno (SpO_2) de código abierto (*open source*), con el objetivo de mejorar la evaluación técnica y funcional de sensores oxímetros biomédicos en condiciones fisiológicas controladas. El simulador diseñado reproduce niveles ajustables de SpO_2 entre el 70% y el 100%, mediante el uso de tecnologías como microcontroladores ESP32, módulos DAC, LEDs de longitudes de onda específicas (660 nm y 940 nm), y sensores de luz, replicando así los principios ópticos de la pulsioximetría.

Palabras clave: Pulsioximetria, Biomédica, Saturación de Oxígeno, Condiciones Fisiológicas.

Abstract

This project presents an open-source prototype of an oxygen-saturation (SpO_2) patient simulator designed to improve the technical and functional evaluation of biomedical pulse-oximeter sensors under controlled physiological conditions. The simulator reproduces adjustable SpO_2 levels from 70% to 100% using an ESP32 microcontroller, DAC modules, LEDs at 660 nm and 940 nm, and photodetectors, thereby emulating the optical principles of pulse oximetry based on Beer–Lambert attenuation. The platform enables repeatable test profiles and parameter fine-tuning for education, verification, and maintenance workflows.

Keywords: Pulse oximetry, Biomedical, Oxygen Saturation, Physiological Conditions.

Introducción

Planteamiento del Problema

Los sensores de SpO_2 son fundamentales en el monitoreo clínico. Sin embargo, muchas veces se prueban con métodos informales, como usar la saturación del operador, lo cual no garantiza condiciones estables ni reproducibles. Esto limita la evaluación precisa, especialmente en escenarios como hipoxia simulada. Los simuladores comerciales son costosos. Por ello, se propone crear un simulador que reproduzca niveles de SpO_2 de forma controlada, permitiendo una evaluación preliminar de sensores en contextos educativos y técnicos.

¿Cómo desarrollar un equipo que simule niveles de SpO_2 para evaluar sensores biomédicos bajo condiciones fisiológicas controladas?

El proyecto abarcará el diseño conceptual, electrónico y mecánico del dispositivo, así como su construcción, programación y pruebas funcionales. Se limitará a la simulación de condiciones fisiológicas estables (no incluirá simulación de movimiento ni perfusión variable), con niveles de SpO_2 ajustables entre 70% y 100%. El prototipo será probado con sensores biomédicos comerciales típicos del mercado como el SP9318E, SP9318K, SP9303, GMDPX500D, etc.

Objetivos

Objetivo General

Desarrollar un simulador open source de saturación de oxígeno (SpO_2), enfocado en la evaluación del desempeño de sensores biomédicos en entornos con condiciones fisiológicas controladas.

Objetivos Específicos

- Investigar materiales y tecnologías adecuados para la replicación física de un dedo humano.
- Desarrollar un prototipo que emita señales ópticas de SpO_2 entre 70% y 100%.
- Diseñar una interfaz de usuario que permita ajustar y visualizar niveles simulados.

Justificación

El desarrollo de un simulador de saturación de oxígeno (SpO_2) open source responde a la necesidad crítica de contar con herramientas accesibles, confiables y replicables para la evaluación precisa de sensores biomédicos. Actualmente, en entornos clínicos, los métodos convencionales de prueba (como la medición directa en el operador) no garantizan condiciones fisiológicas estables ni reproducibles, lo que limita la precisión en la validación de oxímetros, especialmente en situaciones simuladas de hipoxia.

Los simuladores comerciales existentes presentan altos costos, lo que restringe su uso en procesos formativos y de mantenimiento biomédico. Frente a esta problemática, el presente proyecto plantea una alternativa de bajo costo y código abierto, que permite simular niveles de SpO_2 entre 70% y 100%, utilizando tecnologías como microcontroladores ESP32, módulos DAC y emisores LED con longitudes de onda específicas de 600-650nm para el LED rojo y 900-940nm para el infrarrojo.

Diseño Metodológico

En el marco del diseño metodológico propuesto para el presente proyecto, se establece la siguiente arquitectura como base estructural para su desarrollo. Esta arquitectura responde a los objetivos definidos en la etapa de planificación y articula los componentes técnicos, administrativos y académicos necesarios para garantizar la trazabilidad, la coherencia interna y el cumplimiento de los indicadores establecidos. La metodología se organiza en siete etapas secuenciales e iterativas que integran fundamentación teórica, diseño electrónico–mecánico, validación funcional y documentación.

Fig. 1

Diagrama de flujo metodología

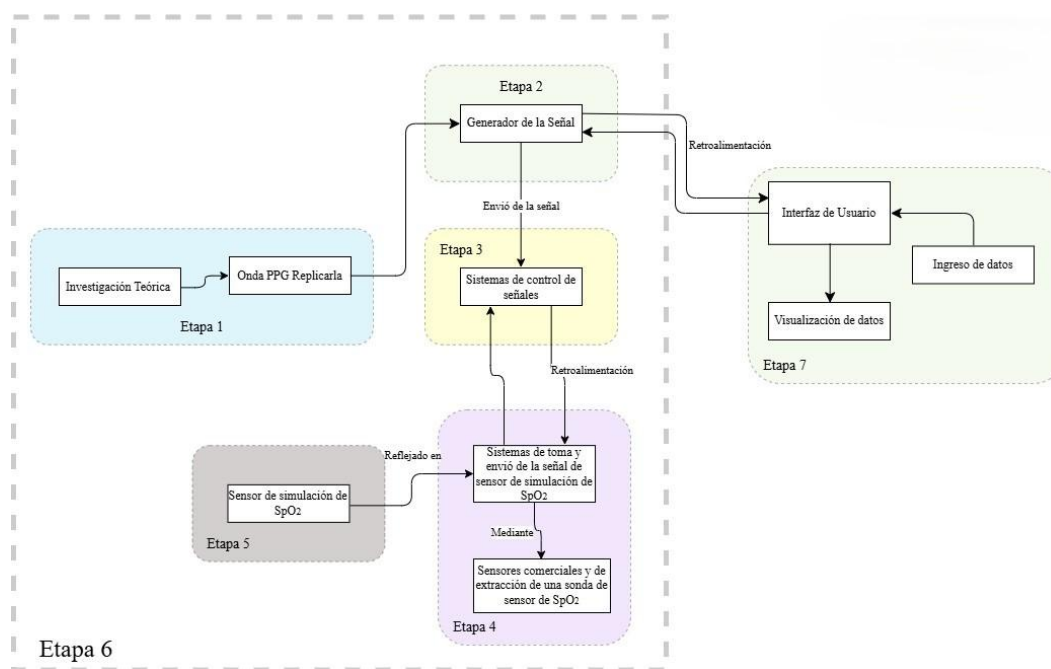


Diagrama de flujo metodológico. Fuente: Autores

Etapa 1: Revisión Teórica y Análisis de Requerimientos

El trabajo inicia con la construcción del marco conceptual que sustenta cada decisión de diseño. Se estudian los principios de la pulsioximetría y la ley de Beer–Lambert para comprender cómo la luz a 660 nm (rojo) y 940 nm (infrarrojo) atraviesa el tejido y cómo la variación pulsátil se manifiesta en la señal pletismográfica (PPG) como componentes AC y DC. Con esa base, se fijan requisitos cuantitativos: rangos de saturación (SpO_2) y frecuencia cardíaca (FC) a simular, formas y amplitudes de onda, resolución mínima del DAC y tasa de muestreo necesaria para no distorsionar la morfología. Se definen perfiles de simulación (condición normal, hipoxia leve y moderada) y casos de uso (verificación técnica de equipos y escenarios formativos). Todo queda consolidado en una especificación técnica y una matriz de trazabilidad que conecta cada requisito con las pruebas que más adelante demostrarán su cumplimiento. Esta etapa termina cuando la teoría se “traduce” en parámetros de diseño verificables.

- Definición de requisitos: rangos de SpO₂/FC, longitudes de onda (660 y 940 nm), modo de acoplamiento óptico, amplitudes y formas de onda, resolución de DAC y tasa de muestreo.
- Entregables: Especificación técnica, perfiles de simulación (normal/hipoxia leve/hipoxia moderada), casos de uso (verificación técnica y formación).

Etapas 2. Generador de la señal

Con los requisitos claros, se implementa en una plataforma ESP32 un generador capaz de sintetizar dos canales de señal: uno que representa el LED rojo y otro el IR. Se utiliza un esquema de tablas de onda parametrizables para controlar SpO₂, FC, amplitud AC y nivel DC, de manera que el usuario pueda recrear distintos estados fisiológicos. La conversión digital–analógica se realiza con DACs de al menos 12 bits, asegurando suficiente resolución para conservar la forma de la PPG sin cuantización visible. El direccionamiento I²C diferenciado (por ejemplo, 0x60/0x61) permite gestionar múltiples convertidores o periféricos sin conflictos. La calidad del generador se examina con osciloscopio, comprobando amplitud, frecuencia y estabilidad temporal (jitter). Además de los perfiles predefinidos, se habilita un modo de ajuste fino (fine tuning) que luego será accesible desde la interfaz de usuario. El resultado de esta etapa es un núcleo de señal repetible y estable que servirá de fuente para el resto del sistema.

- Implementación en ESP32 de un sintetizador PPG dual (rojo/IR) controlado por tablas y parámetros (SpO₂, FC, amplitud AC, nivel DC).
- Conversión digital–analógica con DACs y resolución ≥ 12 bits. Configuración de direcciones I²C diferenciadas (0x60/0x61) y verificación con osciloscopio.
- Perfiles predefinidos (normal, hipoxia leve, hipoxia moderada) y generador paramétrico para ajuste fino desde la UI.

Etapas 3. Sistemas de control de señales

El siguiente paso es garantizar que los dos canales de luz (rojo/IR) se gobiernen de forma segura y sincronizada, tal como lo haría un pulsioxímetro real que alterna la iluminación para separar ópticamente los componentes. Para ello, se diseña un circuito de conmutación mediante un demultiplexor y transistores 2N2222A operando como interruptores, junto con redes de limitación de corriente que protegen los LED y aseguran niveles consistentes. Se establecen ventanas de tiempo (duty cycles) y secuencias de encendido que evitan solapes no deseados y minimizan el crosstalk entre canales. Las pruebas comparan señal de entrada y salida, revisan atenuaciones y confirman que los transistores saturan y cortan correctamente con excitación de 0 V/5 V en base. Esta etapa concluye cuando la conmutación resulta predecible, la corriente se mantiene en límites seguros y la señal preserva su integridad en banda útil.

- Conmutación y multiplexación de canales con demultiplexor y transistores 2N2222A como switch.
- Diseño de filtrado/limitación de corriente para LEDs, sincronización de rojo/IR y control de tiempos.
- Pruebas comparativas entrada→salida (frecuencia, forma de onda, atenuación) y pruebas de conducción/corte en transistores (mediciones E–C con base en 0 V/5 V).

Etapas 4. Captura y envío (acople con sensores comerciales)

Con el generador y el control temporal estabilizados, se procede a validar la detectabilidad de la señal frente a hardware real. Se ensaya con sondas comerciales de SpO_2 , accediendo al fotodiodo o receptor IR e integrándolo a una cámara de prueba. Se caracterizan dos dominios: el tren de pulsos digital (resultado típicamente de la demodulación en equipos comerciales) y la señal analógica PPG (AC+DC) previa al procesamiento. La comparación con señales de referencia —provenientes de tejido real o registros estándar— permite verificar que la morfología, amplitud relativa y frecuencia simuladas guardan similitud suficiente. En paralelo, se prueban materiales y geometrías de acople óptico (espumas, láminas, separadores) para mejorar la eficiencia de detección y reducir fugas de luz. El cierre de esta etapa ocurre cuando la señal simulada se detecta de forma consistente y muestra correlación elevada con la referencia.

- Ensayo con sondas comerciales: extracción de fotodiodo/receptor IR de una sonda de SpO_2 y conexión a la cámara de prueba.
- Caracterización de señales: tren de pulsos digital (etapa de demodulación) y señal pletismográfica analógica (AC+DC) previa al procesamiento.
- Selección de materiales de acople óptico y verificación de que la señal simulada se detecta y semeja a la captada por tejido real.

Etapas 5. Sensor de simulación de SpO_2 (“dedo”)

Para conseguir repetibilidad y aislar variables no controladas del entorno, se diseña un “dedo” de simulación que funcione como medio físico de acoplamiento. El alojamiento ubica el LED rojo en la parte superior y el fotodiodo en la inferior, separándolos mediante una tapa con acrílico transparente arriba y acrílico mate abajo que favorece la difusión y atenúa reflexiones especulares. El diseño interior cuida radios, texturas y acabados para dirigir la luz y minimizar las reflexiones parásitas que degradan la SNR. A través de ensayos de repetibilidad, se ajustan tolerancias y se valida que el acoplamiento óptico varía dentro de márgenes aceptables entre montajes sucesivos. Así, estandariza el escenario de medición y se convierte en la base para pruebas comparables a lo largo del tiempo y entre distintas unidades del prototipo.

- Diseño mecánico del finger phantom: alojamiento del LED rojo arriba y fotodiodo abajo; lámina acrílica transparente en la tapa superior y acrílico mate en la inferior para difusión y reducción de “fugas” de luz.
- Definición de geometría, acabados internos y control de reflexiones parásitas. Ensayos de repetibilidad de acoplamiento.

Etapas 6. Integración físico–electrónica

Con el conjunto de bloques probados por separado, se avanza a la integración. Se diseñan y fabrican dos PCBs: una tarjeta de control de señales (dos capas, trazos de aproximadamente T50) y una placa embebida que aloja el ESP32, el display y la etapa de alimentación (dos capas, trazos de aproximadamente T60). La integración considera ruteo cuidadoso, planos de referencia y desacoplos para mitigar interferencias electromagnéticas y ruidos de conmutación. Durante el ensamble se inspeccionan soldaduras, continuidad y regulación de voltaje, y se aplican pruebas de estrés térmico básico para asegurar estabilidad en operación prolongada. Finalmente, todas las

piezas se montan en la carcasa, y se ejecuta una prueba end-to-end que verifica la cadena completa: un setpoint introducido por el usuario en la interfaz debe reflejarse en la forma de onda captada por la sonda, cerrando el ciclo funcional del sistema.

- PCB de control de señales (dos capas, trazos T50 aprox.).
- PCB embebida (ESP32, pantalla, fuente; dos capas, trazos T60 aprox.).
- Ensamble, revisión de soldaduras, continuidad, alimentación estable con regulador, mitigación de ruido y pruebas de estrés térmico básico.
- Integración en carcasa y pruebas end-to-end (del setpoint de la UI a la señal captada por la sonda).

Ensamble y aseguramiento de calidad (soldaduras, continuidad, regulación, EMI); Pruebas de estrés térmico básico; Ensayo end-to-end: UI→señal captada por sonda.

Etapas 7. Interfaz de usuario, ingreso y visualización de datos

El sistema se completa con una interfaz en OLED/LCD que permite al usuario seleccionar valores de SpO₂ y FC, elegir perfiles predefinidos y realizar ajustes finos sobre la señal. La UI ofrece visualización en tiempo real de la PPG y reporta métricas relevantes (por ejemplo, relación R, SNR y estabilidad), lo que facilita la comprensión inmediata de cómo los cambios de parámetros afectan la salida. Paralelamente, se habilita el registro de datos en archivos CSV y la generación de logs que documentan cada sesión de prueba, garantizando trazabilidad para análisis posteriores y replicación. La UI no solo opera como panel de control, sino que también cierra un bucle de retroalimentación: cualquier modificación en los parámetros actualiza el generador y el módulo de control, y la visualización confirma al instante la respuesta del sistema.

- Registro de datos (CSV) y logs de ajustes.
- Bucle de retroalimentación: los cambios del usuario actualizan el generador y el control; la UI muestra estado y métricas (R, SNR, estabilidad).

Estado del Arte

La pulsioximetría es una técnica diagnóstica no invasiva que mide la saturación de oxígeno en la sangre arterial (SpO₂). Este procedimiento es fundamental en la evaluación del estado respiratorio de los pacientes y en el monitoreo de su salud en diversas. La investigación se centra en la comprensión detallada del funcionamiento de los pulsioxímetros y oxímetros de pulso, dispositivos que emplean longitudes de onda de luz específicas para determinar la saturación de oxígeno, y en la necesidad de garantizar la precisión y fiabilidad de sus mediciones. Además, se reconoce la relevancia de la simulación en el ámbito biomédico, para la evaluación técnica de dispositivos médicos, lo que justifica el desarrollo de un simulador de SpO₂ como herramienta para la verificación y control de calidad de estos equipos.

La pulsioximetría, como técnica diagnóstica no invasiva, ha tenido un crecimiento exponencial en su aplicación clínica desde su introducción, convirtiéndose en una herramienta esencial en el monitoreo de la función respiratoria. Su principio de funcionamiento se basa en la emisión de luz en dos longitudes de onda (roja e infrarroja) y en la medición de la absorción diferencial de la hemoglobina oxigenada y desoxigenada, permitiendo así estimar la saturación de oxígeno en sangre (SpO₂). La precisión y estabilidad de los pulsioxímetros son fundamentales para garantizar decisiones clínicas seguras y oportunas.

En los últimos años, el desarrollo de simuladores de SpO₂ ha ganado interés tanto en el ámbito académico como técnico, debido a la necesidad de validar el funcionamiento de estos dispositivos en condiciones reproducibles. Sin embargo, la mayoría de los simuladores disponibles en el mercado presentan costos elevados y requieren de licencias o tecnologías propietarias, lo cual limita su uso en entornos de formación, mantenimiento biomédico o investigación experimental (S. Barry Issenberg 1, 2005).

En el mercado existen simuladores comerciales consolidados, entre los que destacan los de la línea médica de Fluke Biomedical y otros fabricantes especializados. Por ejemplo, el ProSim 8 es un simulador multiparámetro de signos vitales que, además de SpO₂, integra funciones para ECG, presión no invasiva, temperatura y otros parámetros, orientado a programas de mantenimiento preventivo en flotas completas de monitores de paciente y con un coste que puede superar los 10.000 USD incluso en versiones reacondicionadas. (Fluke Biomedical, 2013) (DOTmed, 2025). De manera más específica, el ProSim SPOT Light se presenta como un comprobador funcional portátil de SpO₂, con preseteos de prueba, interfaz simplificada y certificaciones para uso clínico y metrológico, dirigido a laboratorios y servicios biomédicos que requieren altas prestaciones y trazabilidad. (Fluke Corporation, 2012) (Hospital Store, 2024).

Otros fabricantes, como BC Biomedical, ofrecen simuladores digitales de SpO₂ (series FSX-1100/1101 y FSX-1200) que permiten seleccionar niveles de saturación típicamente entre 80–99 %, variar la frecuencia cardíaca en amplios rangos ($\approx$ 30–240 lpm) y ajustar el índice de perfusión, incorporando pantallas táctiles a color y funciones avanzadas de prueba. Estos equipos se sitúan en rangos de precio del orden de 1.500–2.000 USD, dependiendo de la configuración. (BC Biomedical , 2012) (BC Biomedical , 2023). Si bien cumplen con los estándares clínicos y

metrológicos requeridos, su costo y nivel de especialización suelen limitar su adquisición en laboratorios docentes, programas de formación técnica o pequeños talleres de mantenimiento.

Estudios como los de (William C. McGaghie, 2011) han destacado el papel fundamental de la simulación en la educación médica y técnica, demostrando su impacto positivo en la retención de conocimientos, la toma de decisiones clínicas y el entrenamiento seguro. Por su parte, (Rel, Simulador de un Pulsioxímetro Digital, 2024) han explorado el desarrollo de simuladores portátiles, con componentes de arquitectura abierta, como alternativa viable para fines educativos, de verificación y mantenimiento de equipos médicos.

En este contexto, el uso de tecnologías como el microcontrolador ESP32, módulos DAC, LEDs específicos (660 nm y 940 nm) y sensores de luz, permite replicar las condiciones fisiológicas de saturación de oxígeno de forma controlada (Rel, Simulador de un Pulsioxímetro Digital, 2024). Estos avances han sido documentados en proyectos de investigación aplicada orientados al aprendizaje en ingeniería biomédica y al fortalecimiento de capacidades técnicas en entornos hospitalarios y académicos.

Diversas iniciativas han abordado la simulación de SpO_2 con fines didácticos y de verificación, convergiendo en arquitecturas de bajo costo con generación óptica dual (660/940 nm), curva $R \rightarrow SpO_2$ y validación.

Desarrollo e implementación de un simulador de pulsioximetría para uso académico (UAOSim SpO_2). El proyecto de Machado Gamboa describe un simulador con interfaz para fijar parámetros (SpO_2 , FC), un circuito generador de señales y un “dedo” o sonda artificial para acoplarse al oxímetro bajo prueba. El sistema se integra y valida con equipos disponibles en laboratorio, e incluye guías de uso orientadas a cursos de bioinstrumentación, enfatizando la reproducibilidad y la utilidad pedagógica (Gamboa, 2018). Este trabajo formaliza requisitos, benchmarking, diseño electrónico y del dedo artificial, junto con métricas de validación (p. ej., error absoluto/relativo), consolidando una herramienta educativa completa (Gamboa, 2018).

Simulador de un pulsioxímetro digital. El trabajo de Pardo Rel implementa un simulador digital que genera PPG roja/IR para que un oxímetro estándar identifique SpO_2 y FC fijadas, buscando mayor realismo funcional en escenarios de simulación clínica. La memoria documenta la revisión de simuladores existentes, el diseño electrónico (DAC, multiplexación y conmutación) y la validación con un oxímetro digital, estableciendo continuidad con líneas previas de arquitectura abierta y destacando la importancia de emular protocolos de pulso del equipo objetivo (Rel, Simulador de un Pulsioxímetro Digital, 2024).

En relación con estos antecedentes, la propuesta actual mantiene la línea abierta y de bajo costo (microcontrolador, DAC ≥ 12 bits, LEDs 660/940 nm y fotodetección), pero introduce énfasis que fortalecen su transferencia técnico–docente: control de tiempos y sincronización rojo/IR mediante conmutación y multiplexación con pruebas de conducción/corte y de integridad de señal.

Marco Teórico

Principios Fisiológicos

Sistema Circulatorio

El sistema circulatorio está constituido por una red formada por el corazón como bomba muscular central, vasos sanguíneos que distribuyen la sangre por el cuerpo, y la sangre, encargada del transporte de diferentes sustancias. (Torres, 2023)

Es un sistema cerrado compuesto por el corazón, la sangre y una red de vasos que distribuyen sustancias esenciales —oxígeno, nutrientes, hormonas— y retiran productos de desecho para mantener la homeostasis celular. Funciona en dos circuitos coordinados: el sistémico, que lleva sangre a los tejidos, y el pulmonar, encargado del intercambio gaseoso en los pulmones (arterial, capilar y venoso). En términos generales, las arterias conducen sangre oxigenada desde el corazón hacia los órganos, mientras que las venas retornan sangre pobre en oxígeno al corazón; las excepciones son las arterias pulmonares, que llevan sangre desoxigenada a los pulmones, y las venas pulmonares, que retornan sangre oxigenada a la aurícula izquierda. Esta organización garantiza que el oxígeno captado en los alvéolos se distribuya eficazmente a los tejidos y que el dióxido de carbono sea eliminado por la ventilación. (J. Gordon Betts, 2022); (Cleveland Clinic, 2024); (Michael Francis Oliver, 2025).

Esta lógica de transporte es la base fisiológica de la pulsioximetría: los oxímetros de pulso estiman la saturación de oxígeno arterial (SpO_2) midiendo la absorción diferencial de luz roja (660 nm) e infrarroja (940 nm) por la hemoglobina oxigenada y desoxigenada, y aislando el componente pulsátil arterial frente al venoso y otros tejidos. De allí que la lectura refleje principalmente la oxigenación arterial periférica. (Torp, Modi, Pollard, & Simon., 2023); (National Library of Medicine, 2024); (Chan, Chan, & Chan, 2013).

Ciclo Cardíaco. La función principal del sistema cardiovascular es entregar oxígeno a los tejidos del cuerpo y simultáneamente remover el dióxido de carbono producido por el metabolismo. El oxígeno se liga a moléculas de hemoglobina que se ubican en la superficie de los glóbulos rojos en la sangre. Comenzando en el corazón, la sangre desoxigenada (es decir, aquella que contiene dióxido de carbono) retorna desde la circulación sistémica hacia el lado derecho del corazón. Esta es bombeada entonces a través de la circulación pulmonar llegando hasta los pulmones, donde ocurre el intercambio gaseoso.

El dióxido de carbono es removido de la sangre y reemplazado con oxígeno. La sangre entonces se encuentra oxigenada, y retorna al lado izquierdo del corazón. Desde aquí, la sangre es bombeada hacia la circulación sistémica, en la cual entrega su oxígeno a los tejidos corporales, para retornar nuevamente al lado derecho del corazón.

El corazón es una bomba muscular que constituye el componente central del sistema circulatorio. Está dividido en una mitad izquierda y otra derecha mediante un septo (tabique) muscular. El componente muscular del corazón, el miocardio, está formado por músculo cardíaco involuntario. La contracción del músculo cardíaco es estimulada mediante impulsos eléctricos que son iniciados

regularmente desde los centros reguladores del corazón. El nodo sinusal es considerado el marcapasos natural del corazón.

El término sístole ventricular se refiere a la contracción simultánea de los ventrículos, mientras que el concepto de diástole ventricular hace referencia a la relajación de los mismos. Durante la sístole, la sangre es bombeada desde los ventrículos a los tractos de salida de su circulación correspondiente. Los atrios se llenan de sangre al mismo tiempo. Durante la diástole ventricular, los ventrículos están relajados y la sangre fluye desde los atrios hacia el ventrículo correspondiente. (Torres, 2023)

Circulación Pulmonar. En la circulación pulmonar la sangre desoxigenada retorna al atrio derecho del corazón desde el cuerpo a través de las venas cavas y el seno coronario. Durante la diástole, pasa al ventrículo derecho por la valva tricúspide. En la sístole, el ventrículo se contrae, cierra la valva tricúspide y envía la sangre al tronco pulmonar a través de la valva pulmonar, que impide el reflujo al ventrículo.

El tronco pulmonar se divide en arterias pulmonares derecha e izquierda, que llevan la sangre a los pulmones, donde se oxigena. Luego, la sangre oxigenada regresa al atrio izquierdo por las venas pulmonares, completando la circulación pulmonar.

Circulación Sistémica. En la circulación sistémica la sangre oxigenada llega al atrio izquierdo del corazón desde los pulmones a través de las venas pulmonares. En la diástole, pasa al ventrículo izquierdo por la valva mitral. Durante la sístole, el ventrículo se contrae y envía la sangre a la aorta por la valva aórtica.

La aorta se divide en:

Aorta ascendente → se convierte en el arco aórtico, del cual nacen: tronco braquiocefálico, arteria carótida común izquierda, arteria subclavia izquierda, estas irrigan la cabeza, cuello y extremidades superiores.

Aorta descendente:

En el tórax: aorta torácica

Tras pasar el diafragma (a nivel T12): aorta abdominal, que irriga el abdomen, pelvis y miembros inferiores y se bifurca en las arterias ilíacas comunes.

Las arterias se ramifican en arteriolas que llevan sangre a los capilares, donde ocurre el intercambio de gases y nutrientes. Luego, la sangre fluye a través de vénulas y venas, que se unen en las venas cavas, las cuales regresan la sangre desoxigenada al atrio derecho, completando la circulación sistémica.

Circulación Coronaria. La circulación coronaria es la encargada de llevar sangre al propio corazón y forma parte de la circulación sistémica. Las arterias coronarias izquierda y derecha nacen de la aorta ascendente, justo sobre la valva aórtica.

La arteria coronaria derecha da origen a: arteria marginal derecha, arteria interventricular posterior.

La arteria coronaria izquierda se divide en: arteria circunfleja, arteria interventricular anterior, que se une con la posterior en el vértice del corazón.

El retorno venoso del corazón se da principalmente por el seno coronario, que recoge sangre de: la vena cardiaca magna, la vena cardiaca media, la vena cardiaca menor, que drena directamente en el atrio derecho.

Transporte de Oxígeno

El transporte de oxígeno se divide en convección y difusión. En este contexto, la convección describe el movimiento del oxígeno en la circulación, mediante transporte masivo. Este es un proceso activo que requiere energía, derivada en este caso del bombeo cardíaco. Por otro lado, la difusión describe el movimiento pasivo del oxígeno a través de un gradiente de concentración, por ejemplo, desde la microcirculación hacia los tejidos (y, finalmente, hacia las mitocondrias). (McLellan, 2004). La cantidad disuelta está directamente relacionada con la presión parcial de oxígeno (PCO_2) según la ley de Henry:

Ecuación 1: Ley de Henry

$$C = K \cdot P \quad (1)$$

C es la concentración del gas,

k es la constante de Henry, depende de la naturaleza del gas, la temperatura y el líquido,

P es la presión parcial del gas.

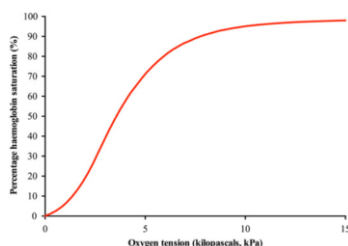
Hemoglobina y Curva de Disociación del Oxígeno. El oxígeno se transporta en la sangre principalmente unido a la hemoglobina y en menor medida disuelto en el plasma. La hemoglobina es una proteína formada por cuatro cadenas (dos alfa y dos beta en la hemoglobina A, la forma predominante en adultos). Cada cadena lleva un grupo hemo con hierro, que permite la unión del oxígeno.

Existen otras variantes de hemoglobina, como la hemoglobina fetal (Hb F, con cadenas gamma) y formas patológicas como la hemoglobina S, relacionada con la anemia de células falciformes.

Cuando el oxígeno pasa de los alvéolos a los capilares pulmonares, se une de manera reversible a la hemoglobina formando oxihemoglobina. Esta unión es cooperativa: al unirse una molécula de oxígeno, aumenta la afinidad por las siguientes. Este comportamiento se representa con la curva de disociación de la oxihemoglobina, de forma sigmoidea.

Fig. 2

Curva de disociación de la oxihemoglobina.



El ODC humano estándar a pH 7,4, exceso de base cero, temperatura 37 °C y 1 atmósfera. Elaborado a partir de las ecuaciones descritas por Roughton y Severinghaus (posteriormente validado). Tomada de: (McLellan, 2004)

Ventilación Pulmonar

La ventilación pulmonar es el proceso mediante el cual el oxígeno del ambiente es llevado hasta los alvéolos pulmonares y el dióxido de carbono es eliminado del cuerpo. Este proceso puede llevarse a cabo de forma espontánea, por acción de los músculos respiratorios del individuo, o de manera mecánica, mediante dispositivos externos. El nivel de ventilación es regulado por el centro respiratorio, en respuesta a las necesidades metabólicas del cuerpo, al equilibrio ácido-base y a las propiedades mecánicas del sistema pulmón-caja torácica. El objetivo final es mantener un adecuado intercambio gaseoso, condición esencial para garantizar una adecuada saturación. (RM, 1991)

Transporte de Oxígeno y Gradientes

El transporte de oxígeno desde los pulmones hasta los tejidos depende de una serie de gradientes de presión parcial. En primer lugar, existe un gradiente entre el exterior y el espacio alveolar, determinado por la presión inspirada de oxígeno (PIO_2), el nivel de ventilación alveolar y el cociente respiratorio (R). Posteriormente, se genera un gradiente entre el alvéolo y la sangre arterial, conocido como gradiente alveolo-arterial ($D(A-a)O_2$), que refleja alteraciones en la relación ventilación/perfusión o la presencia de cortocircuitos pulmonares. (RM, 1991)

Finalmente, el gradiente arterio-venoso sistémico muestra el consumo de oxígeno por parte de los tejidos y es útil para interpretar la extracción periférica de oxígeno. La ecuación del gas alveolar permite calcular indirectamente la PAO_2 : (RM, 1991)

Ecuación 2: Ecuación alveolar del oxígeno

$$PAO_2 = PIO_2 - \frac{PACO_2}{R} \quad (2)$$

Relación Ventilación/Perfusión (V/Q)

Una de las variables fisiológicas más determinantes en la oxigenación arterial es la relación ventilación/perfusión (V/Q), que expresa el equilibrio entre el aire que llega a los alvéolos y la

sangre que fluye por los capilares pulmonares. Desajustes en esta relación generan dos situaciones patológicas comunes: el cortocircuito (shunt), en el que hay perfusión sin ventilación, y el espacio muerto, donde hay ventilación sin perfusión. (RM, 1991)

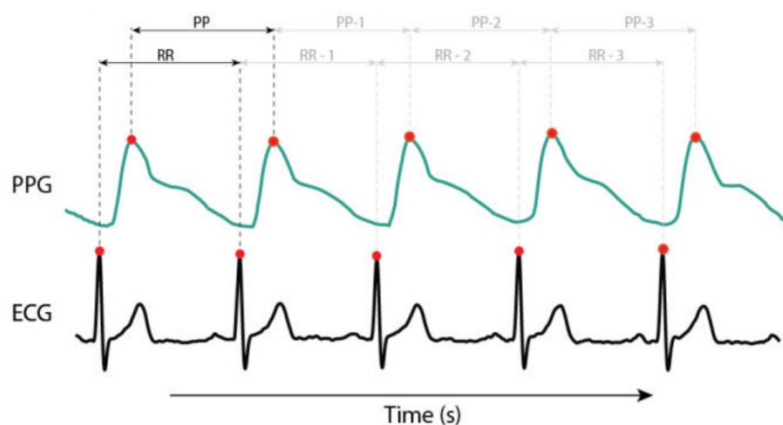
Pletismografía y Pulsioximetría

La pletismografía de pulso permite detectar cambios cíclicos en el volumen arterial mediante cambios en la absorción de la luz. Cuando se produce un aumento de la absorción, se considera que existe un aumento del volumen arterial. El pulsioxímetro se compone de un emisor de luz de tipo LED y un fotorreceptor. Estos componentes pueden estar organizados para detectar la luz que atraviesa los tejidos (pulsioximetría de transmisión) o la que se refleja de los mismos (pulsioximetría de reflexión). (Issuu Inc., 2020)

La cantidad de luz absorbida por la oxihemoglobina pulsátil (AC) es muy pequeña (aproximadamente 1-2 %) cuando se compara con la luz absorbida por los tejidos no pulsátiles (DC). Este nivel de precisión hace que sea necesario el análisis de varios elementos. Por un lado, el fotorreceptor mide la cantidad de luz recibida, pudiéndose calcular así la fracción absorbida ($\text{Fracción transmitida} = 1 - \text{Fracción absorbida}$) tanto del componente pulsátil, como del no pulsátil, y a las dos longitudes de onda de trabajo (660 y 940 nm). Una vez se obtiene la señal, un microprocesador ecualiza los datos de ambas longitudes de onda para que las fases no pulsátiles sean iguales y así poder comparar las fases pulsátiles. Finalmente, el microprocesador compara la fracción de absorción AC/DC y 660/940 con valores almacenados de oximetría y genera el valor de saturación de oxígeno (SpO_2). A través de la pulsioximetría se puede conocer también la frecuencia cardiaca, siempre que esta se corresponda con la frecuencia de pulso periférico. (Issuu Inc., 2020)

Fig. 3

Onda PPG y ECG.



Onda PPG y ECG. Fuente: (FibriCheck Academy, 2025)

Oximetría

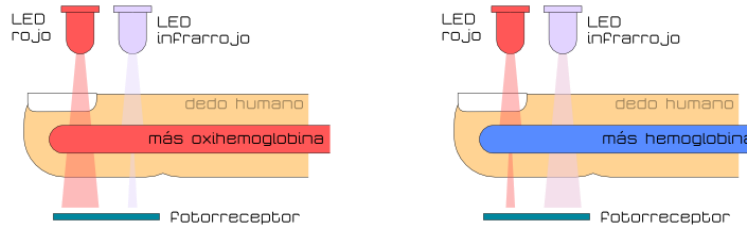
La oximetría de pulso es una forma de medir cuánto oxígeno contiene la sangre de una persona. Gracias a un pequeño dispositivo llamado oxímetro de pulso, es posible estimar los niveles de oxígeno en la sangre sin necesidad de punciones con aguja. El nivel de oxígeno calculado con un oxímetro se denomina “nivel de saturación de oxígeno” (SatO₂). Este porcentaje indica cuánto oxígeno transporta la sangre en relación con el máximo que sería capaz de transportar. En circunstancias normales, más del 89 % de los glóbulos rojos debería contener oxígeno. (American Thoracic Society, 2013)

Funcionamiento del Pulsioxímetro

Utiliza dos longitudes de onda de luz una en el rango rojo (640-660 nm) y otra en el infrarrojo (910-940 nm) para determinar la cantidad de oxígeno en la hemoglobina. La relación entre la luz absorbida por la hemoglobina oxigenada y la desoxigenada permite calcular la saturación de oxígeno. La precisión de estos dispositivos es crucial para garantizar diagnósticos y tratamientos adecuados. (M. Nitzan, 2014)

Fig. 4

Funcionamiento de oxímetro de dedo y las ondas roja e infrarroja.



Absorbancia de luz roja o infrarroja dependiendo de la presencia de hemoglobina u oxihemoglobina. Fuente: artículo de Víctor Ventura (Polaridad.es) Tomada de: (Ventura., 2015)

La saturación de oxígeno en la sangre arterial se conoce como SaO_2 , y es un indicador crucial de la capacidad de la sangre para transportar oxígeno. Este parámetro refleja la proporción de hemoglobina oxigenada (HbO_2) con respecto al total de hemoglobina presente en el organismo ($HbO_2 + Hb$).

Ecuación 3: Fracción de oxihemoglobina respecto al total de hemoglobina “funcional”

$$SaO_2 = \frac{HbO_2}{HbO_2 + Hb} \quad (3)$$

Ecuación 4: Saturación arterial de oxígeno en porcentaje

$$SaO_2\% = \left(\frac{HbO_2}{HbO_2 + Hb} \right) * 100 \quad (4)$$

Calcular la Saturación de Oxígeno

La medición de la saturación de oxígeno (SpO_2) mediante pulsioximetría se basa en la detección de la componente pulsátil de la señal de luz que atraviesa los tejidos. Esta componente está asociada exclusivamente a la sangre arterial, ya que los demás tejidos como piel, hueso y sangre venosa permanecen estáticos. Para cada longitud de onda utilizada (roja e infrarroja), se analiza la intensidad de luz máxima (I_{max}) y mínima (I_{min}) durante cada ciclo de pulso, lo que permite estimar la absorción de la luz por la sangre pulsátil. (Rel, Simulador de un Pulsioxímetro Digital, 2024)

El cociente entre estos valores se expresa en forma de un índice de relación (R):

Ecuación 5: Relación de absorbancias pulsátiles basada en Beer–Lambert.

$$R = \frac{\ln\left(\frac{I_{maxR}}{I_{minR}}\right)}{\ln\left(\frac{I_{maxIR}}{I_{minIR}}\right)} \quad (5)$$

Este índice también puede reformularse en función de los componentes AC (variación pulsátil) y DC (línea base estable) de la señal PPG:

Ecuación 6: Razón entre las amplitudes pulsátiles normalizadas

$$R = \frac{\left(\frac{AC_R}{DC_R}\right)}{\left(\frac{AC_{IR}}{DC_{IR}}\right)} \quad (6)$$

Donde AC representa la absorción por la sangre arterial pulsátil y DC la absorción constante de otros tejidos.

Para convertir este índice R en un valor de saturación de oxígeno real, los pulsioxímetros requieren curvas de calibración, que relacionan R con la SpO₂. Estas curvas pueden ser:

- Teóricas, basadas en modelos ópticos y matemáticos.
- Empíricas, obtenidas mediante pruebas clínicas en voluntarios que modifican su respiración para generar diferentes niveles de oxigenación.

Dado que no es seguro inducir hipoxemia grave en humanos (SpO₂ < 75%), los valores en ese rango suelen ser extrapolados usando modelos matemáticos. La precisión de cualquier estimación de SpO₂ depende directamente de la calidad de estas curvas de calibración. (Rel, Simulador de un Pulsioxímetro Digital, 2024)

Ley de Beer-Lambert

La Ley de Beer-Lambert (también conocida como Ley de Lambert-Beer) describe la relación entre la absorción de luz por una sustancia y su concentración en una solución. Esta ley es fundamental para entender el principio físico que permite a los oxímetros de pulso estimar la saturación de oxígeno (SpO₂) en la sangre arterial de manera no invasiva.

Ecuación 7: Ley de Beer–Lambert (o ley de Beer–Lambert–Bouguer).

$$I = I_0 * e^{-\varepsilon(\lambda)cd} \quad (7)$$

donde:

I es la intensidad de la luz transmitida,

I₀ es la intensidad de la luz incidente,

(λ) es el coeficiente de absorción o extinción de la sustancia a una longitud de onda específica,

c es la concentración de la sustancia,

d es la distancia que recorre la luz a través del medio.

Esta ecuación nos permite calcular la cantidad de luz absorbida y, por lo tanto, determinar la saturación de oxígeno en la sangre.

Valores de SpO₂:

Normal. Un valor de SpO₂ entre 95% y 100% se considera normal y sugiere una adecuada oxigenación del paciente.

Hipoxia Leve. Un valor de SpO₂ entre 90% y 94% indica hipoxia leve, lo que puede requerir monitoreo y, en algunos casos, intervención.

Hipoxia Moderada. Un valor de SpO₂ entre 85% y 89% indica hipoxia moderada, lo que generalmente requiere intervención médica inmediata para evitar complicaciones graves.

Limitaciones de la Pulsioximetría

Puede no ser precisa en pacientes con anemia severa, hipoperfusión o en aquellos que presentan pigmentación en la piel que puede interferir con la medición. Además, la presencia de ciertos fármacos o condiciones como la hiperbilirrubinemia puede afectar los resultados.

Importancia de la Oximetría

La medición de SpO₂ es crucial en diversas condiciones médicas, como enfermedades pulmonares obstructivas crónicas (EPOC), neumonía y durante la anestesia. Kumar et al. destacan que la monitorización continua de SpO₂ puede mejorar la atención al paciente y reducir la mortalidad en situaciones críticas. La capacidad de detectar cambios en la oxigenación del paciente permite a los profesionales de la salud tomar decisiones informadas y oportunas.

Simulación en la Biomédica

Se ha convertido en una herramienta esencial en la educación médica, permitiendo a los estudiantes y profesionales practicar habilidades clínicas en un entorno seguro y controlado. En el contexto empresarial, la simulación puede ser utilizada para capacitar a empleados en el uso de tecnologías médicas y atención al paciente.

Beneficios de la Simulación

La simulación proporciona un entorno de aprendizaje donde los estudiantes pueden cometer errores sin consecuencias reales. Según Issenberg et al., la simulación mejora la retención de conocimientos y habilidades, así como la confianza en la práctica clínica. Esto es especialmente relevante en el contexto empresarial, donde la capacitación efectiva puede traducirse en una atención al paciente más segura y eficiente.

Tipos de Simulación

Existen diferentes tipos de simulación en la educación médica, que incluyen simuladores de alta fidelidad, simuladores de bajo costo y simulaciones basadas en computadora. Cada tipo tiene sus propias ventajas y desventajas, y la elección del tipo de simulación depende de los objetivos de aprendizaje y los recursos disponibles.

Simuladores de Pacientes en el Entorno Empresarial

Los simuladores de pacientes permiten a los empleados interactuar con un "paciente" y practicar la evaluación y el tratamiento. McGaghie et al. concluyeron que la simulación de alta fidelidad es efectiva para mejorar las habilidades clínicas y la toma de decisiones en situaciones críticas. La implementación de un simulador de SpO₂ en la empresa puede facilitar la capacitación del personal en el uso de dispositivos médicos y en la interpretación de datos críticos.

Mantenimiento de Equipos Biomédicos

Es esencial para garantizar su correcto funcionamiento y la seguridad del paciente. Los ingenieros biomédicos son responsables de la calibración, el mantenimiento y la reparación de dispositivos médicos, incluidos los pulsioxímetros.

Importancia del Mantenimiento

Un mantenimiento adecuado ayuda que los dispositivos funcionen correctamente y proporcionen mediciones precisas de SpO₂. La falta de mantenimiento puede llevar a lecturas erróneas, lo que podría tener consecuencias graves para la salud del paciente. La gestión proactiva del mantenimiento puede prevenir fallos en los equipos y mejorar la calidad de la atención médica.

Protocolos de Mantenimiento

Los protocolos de mantenimiento deben incluir la verificación regular de los dispositivos. Esto implica realizar pruebas de funcionalidad, limpieza y reemplazo de componentes desgastados. Además, es fundamental llevar un registro de mantenimiento para asegurar que todos los dispositivos estén en condiciones óptimas. La implementación de un programa de mantenimiento preventivo puede reducir costos a largo plazo y aumentar la vida útil de los equipos.

Normativa que Rige el Mantenimiento

Más allá de los protocolos internos, el mantenimiento de equipos biomédicos —y específicamente de pulsioxímetros— debe alinearse con el marco regulatorio y las normas técnicas vigentes. En Colombia, el Decreto 4725 de 2005 regula el régimen sanitario de los dispositivos médicos y las obligaciones de los actores del ciclo de vida (registro, comercialización, servicios asociados como instalación y mantenimiento) bajo la vigilancia de INVIMA (incluido el CCAA para almacenamiento/ acondicionamiento) (MINISTERIO DE LA PROTECCION SOCIAL REPUBLICA DE COLOMBIA, 2005) (Instituto Nacional de Vigilancia de Medicamentos y Alimentos, 2025) (RÉGIMEN LEGAL DE BOGOTÁ D. C. , 2005)

Para los prestadores de servicios de salud, la Resolución 3100 de 2019 adopta el Manual de Inscripción y Habilitación, que exige disponer de un programa documentado de mantenimiento y metrología con evidencias de ejecución, trazabilidad y criterios de seguridad funcional en los equipos biomédicos (MINISTERIO DE SALUD Y PROTECCIÓN SOCIAL, 2019)

En el plano técnico, los pulsioxímetros y su mantenimiento deben referenciar:

- Seguridad eléctrica y desempeño esencial: IEC 60601-1 (requisitos generales) y colaterales (p. ej., -1-11 para hogar/ambiente doméstico), base para evaluar seguridad y riesgo residual del equipo durante su vida útil (Fotolia, 2023) (Comisión Electrotécnica Internacional, 2024)
- Ensayos periódicos y post-reparación: IEC 62353 define las pruebas recurrentes y después de reparación (corrientes de fuga, resistencia de protección, funciones) que deben integrarse a los protocolos de mantenimiento para comprobar la seguridad antes de volver a servicio (Comisión Electrotécnica Internacional, 2014)
- Requisitos particulares para pulsioxímetros: ISO 80601-2-61:2017 establece las exigencias de seguridad y desempeño esencial específicas (monitor, sonda y cable) que el mantenimiento y la verificación funcional deben respetar/confirmar (Comisión Electrotécnica Internacional, 2018) (U.S. Food and Drug Administration, 2017).
- Gestión de la calidad y del riesgo: los procesos de mantenimiento y verificación se integran a un SGC conforme ISO 13485 (control documental, formación de personal, equipos de medición, servicio posventa) y a ISO 14971 (identificación de peligros, evaluación/ control de riesgos y seguimiento pos-servicio) (International Organization for Standardization, 2016) (International Organization for Standardization., 2019)

Bajo este marco, los protocolos de mantenimiento (calibración/verificación periódica, limpieza, sustitución de piezas críticas) se diseñan para demostrar conformidad con los requisitos anteriores y asegurar la seguridad eléctrica, el desempeño esencial y la trazabilidad de cada intervención. Esto incluye: planes anuales basados en criticidad, listas de chequeo contra IEC 62353, verificaciones funcionales específicas contra ISO 80601-2-61 (p. ej., exactitud de SpO₂ y respuesta a artefactos), registros metrológicos y criterios de aceptación/rechazo; todo ello documentado en el SGC conforme ISO 13485 y con gestión de riesgos viva bajo ISO 14971 (Comisión Electrotécnica Internacional, 2018) (International Organization for Standardization., 2019) (International Organization for Standardization, 2016)

Capacitación del Personal

En el uso y mantenimiento de equipos biomédicos es crucial. La educación continua y la formación práctica pueden ayudar a prevenir errores y garantizar que el personal esté preparado para manejar situaciones de emergencia. La formación adecuada no solo mejora la competencia técnica, sino que también fomenta un ambiente de trabajo más seguro.

Casos Específicos del Simulador de SpO₂

La simulación de SpO₂ puede abordar varios escenarios clínicos, desde la evaluación inicial de un paciente hasta la gestión de crisis en situaciones de emergencia.

Escenarios de Simulación

Pueden incluir la evaluación de un paciente con dificultad respiratoria, la respuesta a una caída repentina en los niveles de SpO₂ y la administración de oxígeno suplementario. Estos escenarios permiten a los participantes practicar la toma de decisiones rápidas y efectivas en un entorno controlado. La simulación de situaciones críticas ayuda a preparar al personal para enfrentar desafíos reales en la atención al paciente.

Evaluación de Resultados

La evaluación de los resultados de la simulación es esencial para medir la efectividad del entrenamiento. Las métricas pueden incluir la precisión en la interpretación de datos de SpO₂, la rapidez en la respuesta a situaciones críticas y la satisfacción del personal con la capacitación recibida. La retroalimentación continua y la mejora de los programas de simulación son fundamentales para el desarrollo profesional.

Realizar Pruebas de Funcionamiento. Utilizar el simulador para realizar pruebas de funcionamiento en los dispositivos de medición de SpO₂, asegurando que respondan adecuadamente a los diferentes niveles de saturación.

Identificar Fallas. Aprender a identificar fallas en los dispositivos mediante la comparación de las lecturas del simulador con las expectativas de funcionamiento, lo que les permitirá desarrollar habilidades críticas para el diagnóstico y la solución de problemas.

Optimizar Protocolos de Mantenimiento. Evaluar y optimizar los protocolos de mantenimiento existentes, asegurando que se sigan las mejores prácticas para la calibración y el cuidado de los dispositivos biomédicos.

Cuerpo del Trabajo

El simulador de saturación de oxígeno (SpO_2) que se ha desarrollado se basa en reproducir lo que ocurre ópticamente en el cuerpo humano cuando un pulsioxímetro está midiendo la saturación de oxígeno en sangre de una persona real. El dispositivo imita de forma controlada y repetitiva cómo interactúan la luz y el tejido, utilizando señales electrónicas que se convierten en pulsos de luz. Estos pulsos son detectados por el fotodetector del oxímetro que se está probando. De esta manera se puede simular de forma realista y flexible la señal PPG, permitiendo al usuario reproducir saturaciones entre 70% y 100% en condiciones normales, hipoxia leve y moderada.

En cuanto a las señales, el sistema recibe los parámetros definidos por el usuario a través de la interfaz (nivel de saturación requerido, frecuencia cardíaca y amplitud relativa de la onda). Este grupo de entradas es leído por el microcontrolador ESP32, que produce dos señales PPG para los canales rojo (660 nm) e infrarrojo (940 nm). Estas señales incluyen una DC (absorción continua de los tejidos no pulsátiles) y una AC (variación pulsátil de la arteria). Una vez generadas, las señales son convertidas en analógicas mediante DACs digitales/analógicos de 12 bits, lo suficiente para preservar la forma de onda sin distorsión por cuantización.

Luego, las señales se envían a la etapa de control de conmutación. En este caso, un demultiplexor se encarga de seleccionar qué canal debe activarse en cada intervalo de tiempo. De esta manera se evita la interferencia entre los emisores de luz roja e infrarroja y se asegura que el oxímetro reciba una señal limpia y alternada, como en los dispositivos comerciales. Los transistores 2N2222A funcionan como interruptores electrónicos que controlan el paso de electricidad a los diodos emisores de luz (LEDs) según las señales de control. Además, ofrecen protección contra cambios de corriente y resistencia.

La etapa operacional es la encargada de acondicionar las señales. Los amplificadores operacionales se usan como comparadores no inversores para activar correctamente los transistores cuando reciben señales de control. También se utilizan como almacenes para separar etapas, estabilizar los niveles de voltaje y asegurar que la señal se mantenga intacta mientras llega al sensor de simulación. Este último bloque, que vendría a ser el "dedo" artificial, lleva el diodo emisor de luz rojo e infrarrojo enfrentado al fotodetector. Estos componentes están espaciados por placas de metacrilato transparente y mate que aseguran una perfecta difusión de la luz y reducen los reflejos no deseados. Este diseño permite no solo reproducir el acoplamiento óptico real, sino también estandarizar las condiciones de medición, dando repetibilidad entre mediciones y confianza en los resultados obtenidos.

Sobre las señales de salida, el sistema proporciona al oxímetro en prueba una luz óptica modulada que refleja con precisión el cambio de pulso en la arteria. El sensor de oxígeno lo detecta, lo interpreta y muestra en la pantalla un valor de saturación de oxígeno y frecuencia cardíaca como si de un paciente real se tratase. Así, se completa el proceso de simulación, que comienza con la configuración inicial, sigue con la generación, conversión, conmutación y acondicionamiento electrónico, y termina con la detección por el equipo biomédico.

La estructura de todo el equipo se puede dividir en cinco partes principales:

- Generador de señal (ESP32 + DACs): sintetiza señales PPG parametrizables en amplitud, frecuencia y forma de onda.
- Módulo de control de señal (demultiplexor y transistores): para alternar los emisores de luz y proteger el circuito contra sobrecargas.
- Fase de acondicionamiento eléctrico: garantiza el acondicionamiento por medio de comparadores y buffers para mantener la señal estable y fiel.
- Sensor simulado (dedo): es un canal físico de acoplamiento óptico que simula las propiedades de transmisión y reflexión de un dedo humano real.
- Interfaz de usuario: permite al usuario elegir entre el 70% hasta el 100%, ingresar parámetros personalizados y visualizar la señal resultante en tiempo real.

Cada bloque trabaja junto para lograr un objetivo: crear un simulador de desarrollo que sea abierto, accesible y fácil de reproducir. Esto ayudará en la enseñanza, la verificación técnica y el mantenimiento preventivo de los oxímetros de pulso. El uso de tecnologías como el microcontrolador ESP32, los convertidores digitales a analógicos (DAC) de alta calidad, el control por multiplexación y el diseño del sensor de simulación muestra no solo habilidades en electrónica digital y analógica, sino también un entendimiento del fenómeno fisiológico que se quiere simular.

Resultados y Análisis

Comunicación ESP32 con DACs

El proyecto se concentra en la interacción comunicativa entre el microcontrolador ESP32 y los convertidores digital/analógico (DAC). Es esencial garantizar una correcta configuración de las direcciones de memoria (I2C) de los módulos DAC, con la finalidad de evitar conflictos en la comunicación interna del bus.

Cada decodificador de datos digitales/analógicos (DAC) necesita tener una dirección única. Por defecto, el módulo MCP4725 puede configurarse en las direcciones 0x60 o 0x61, dependiendo del nivel lógico que se aplique al pin ADDR. Para la asignación de las direcciones correspondientes, uno de los módulos de almacenamiento de datos DAC se configura con ADDR conectado a GND, dando como resultado la dirección 0x60, mientras que el segundo módulo se configura con ADDR conectado a VCC, dando como resultado la dirección 0x61, respectivamente.

Esta configuración asegura una conexión ininterrumpida entre ambos dispositivos y el ESP32 mediante el bus I2C. La Figura 5 ilustra las direcciones asignadas y la interconexión de los módulos.

Fig. 5

Conexión de los DACs.



Conexión de los DACs. Tomada de: Autores

Se hacen pruebas con el osciloscopio para ver cómo es la señal de salida de los DACs esto evaluándolo en

rangos distintos que son los siguientes:

Las señales que se van a visualizar en la Figura 6, en la salida de los DACs, que muestra la señal esperada en este caso de la saturación normal, que es enviando desde el microcontrolador, y que se visualiza mediante el osciloscopio.

Fig. 6

Saturación en el rango de (90-100%).

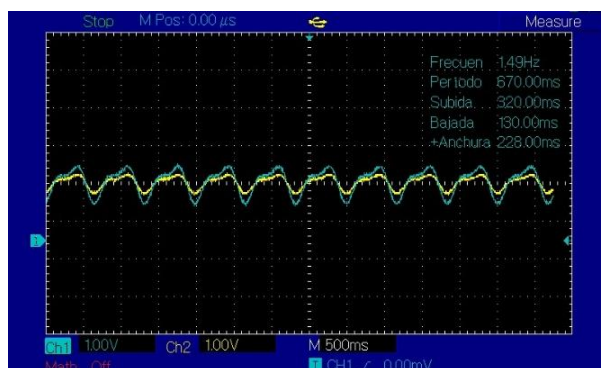


Saturación en el rango de (90-100%). Tomada de: Autores

Las señales que se van a visualizar en la Figura 6, en la salida de los DACs, que muestra la señal esperada en este caso del rango de 90-100%, que es enviando desde el microcontrolador, y que se visualiza mediante el osciloscopio.

Fig. 7

Saturación en el rango de (80-90%).

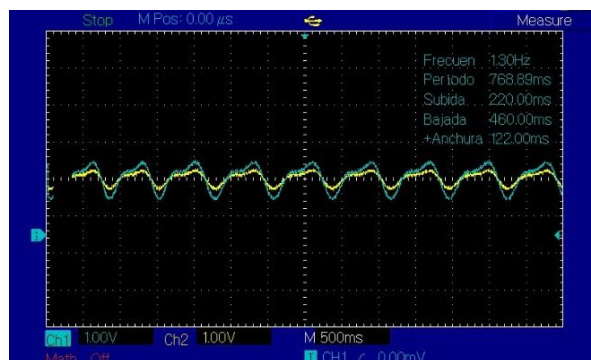


Saturación en el rango de (80-90%). Tomada de: Autores

Las señales que se van a visualizar en la Figura 7, en la salida de los DACs, que muestra la señal esperada en este caso del rango de 80-90%, que es enviando desde el microcontrolador, y que se visualiza mediante el osciloscopio.

Fig. 8

Saturación en el rango de (70-80%).



Saturación en el rango de (70-80%). Tomada de: Autores

Implementación y Pruebas del Demultiplexor

Se lleva a cabo dos pruebas en la etapa del demultiplexor, una sin resistencias a la salida, enviándolas a GND en esta primera prueba, y en la segunda con resistencias en las mismas condiciones.

Fig. 9

Diagrama y montaje del demultiplexor.

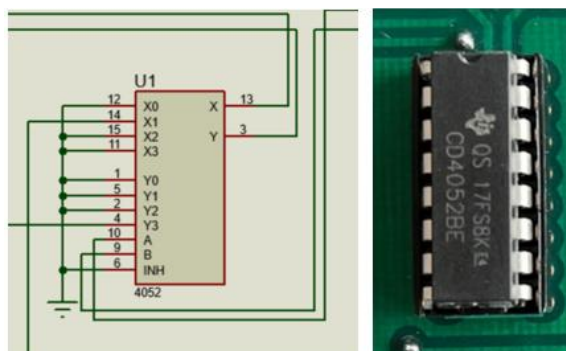
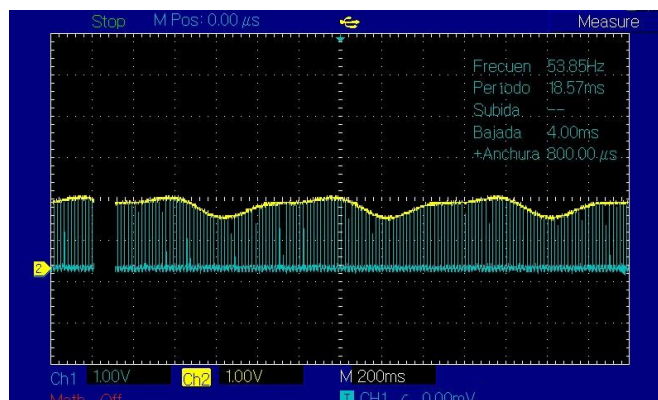


Diagrama y montaje del demultiplexor. Tomada de: Autores

Se realiza una comparación entre la señal de ingreso con respecto a la salida del demultiplexor esto teniendo en cuenta que esta señal de entrada es enviada desde el DAC 0x60, con el fin de ver si está realizando la señal que le esta ingresa y como vemos en la Figura 9, lo que se puede visualizar en la señal azul 53.85 Hz, y podemos concluir que si está en optimo funcionamiento para lo que requiere el proyecto.

Fig. 10

Comparador entre entrada y salida DAC 0x60.

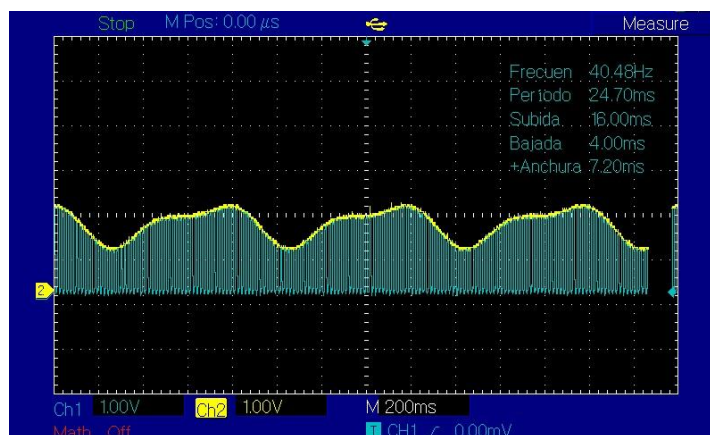


Comparador entre entrada y salida DAC 0x60. Tomada de: Autores

Se realiza una comparación entre la señal de ingreso con respecto a la salida del demultiplexor esto teniendo en cuenta que esta señal de entrada es enviada desde el DAC 0x61, con el fin de ver si está realizando la señal que le esta ingresa y como vemos en la Figura 10, lo que se puede visualizar en la señal azul con una Frecuencia de 40.48 Hz, y podemos concluir que si está en optimo funcionamiento para lo que requiere el proyecto.

Fig. 11

Comparador entre entrada y salida DAC 0x61.



Comparador entre entrada y salida DAC 0x61. Tomada de: Autores

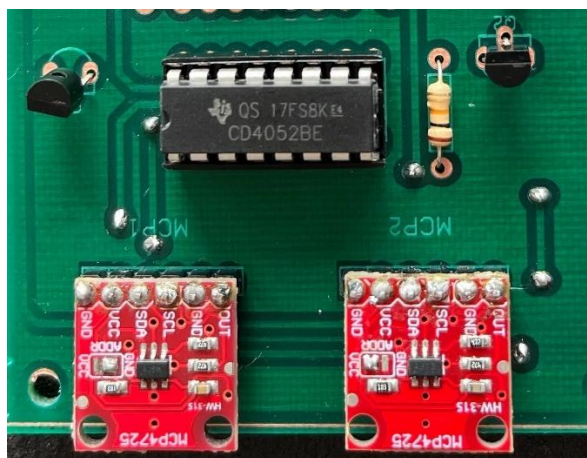
En lo observamos en las dos pruebas que se realizaron en el laboratorio, es óptimo utilizar el demultiplexor con las salidas conectadas directamente a GND. De esta forma se evita la generación de ruido, esto a que en el caso en que tenía resistencias, en la salida correspondiente al LED rojo presentando interferencia o ruido, en lugar de la señal que envía el DAC, para que el funcionamiento del proyecto sea optimo se envía las salidas restantes a GND.

Switch con Transistores

En esta etapa se unieron las etapas anteriores, se conecta el transistor de referencia 2N2222A que se va a utilizar como switch, el cual se va a ver como es el funcionamiento del transistor, este se va a ver evaluado si está funcionando correctamente mediante el multímetro.

Fig. 12

Conexión de etapas anteriores con el transistor en switch.

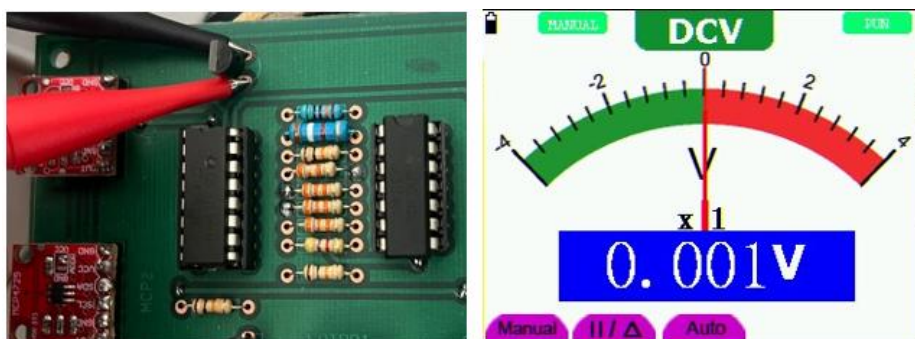


Conexión de etapas anteriores con el transistor en switch. Tomada de: Autores

En la prueba de funcionamiento de los transistores mostrados en la Figura 12, se midió entre emisor y colector, como se muestra en la Figura 13. Para esta prueba, la base del transistor se mantuvo a 0 V para garantizar que el transistor permaneciera en corte. Esta prueba verifica la condición del transistor y asegura que no haya conducción entre emisor y colector en condiciones normales de polarización.

Fig. 13

Switch abierto primer transistor.



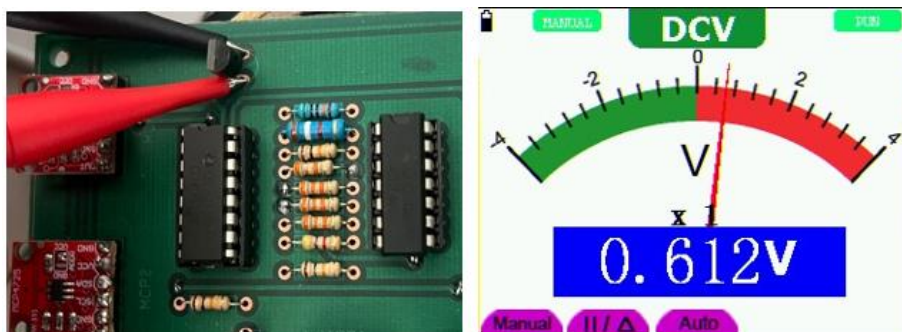
Switch abierto primer transistor. Tomada de: Autores

En la figura 14 se puede observar una de las mediciones realizadas al transistor y al voltaje de base para comprobar su funcionamiento y confirmar que está funcionando correctamente. Durante el proceso se midió la tensión entre emisor y colector y cómo esta variaba al variar la polarización

de base. Los resultados se muestran en la figura adjunta, donde se puede observar cómo el transistor pasa por sus regiones de corte y saturación, lo que verifica su correcto funcionamiento en un circuito electrónico.

Fig. 14

Switch cerrado primer transistor.



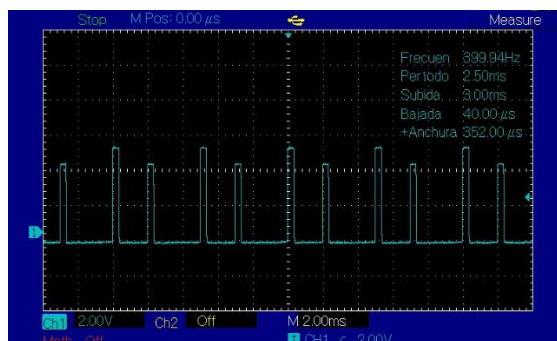
Switch cerrado primer transistor. Tomada de: Autores

Receptor Infrarrojo

Primero analizamos la señal de un receptor infrarrojo extraído de un oxímetro, en la primera fase (fase digital) tenemos una frecuencia: 200 Hz, un periodo de 5.0 ms, un tiempo de subida de 1.68 ms, un tiempo de bajada de 240 μ s y un ancho de pulso de 368 μ s.

Fig. 15

Señal de salida del receptor infrarrojo extraído de un oxímetro de pinza.



Señal de salida del receptor infrarrojo extraído de un oxímetro de pinza. Tomada de: Autores

Se observa una señal de pulsos de menor amplitud, con transiciones más lentas debido al efecto de filtrado y características del fotodetector. Representa la respuesta digitalizada inicial de los LED infrarrojos del oxímetro.

La mayor constante de tiempo sugiere que no se trata de una señal puramente digital, sino condicionada por circuitos de adaptación.

Esta señal es la base del cálculo de parámetros fisiológicos como la frecuencia cardíaca y la saturación de oxígeno (SpO_2).

Podemos concluir que la señal evidencia pulsos digitales típicos de sistemas de transmisión y detección por infrarrojo. Corresponden al dominio fisiológico, donde el oxímetro capta las variaciones ópticas de la sangre arterial. La señal pletismográfica obtenida permite identificar claramente los componentes DC y AC, fundamentales para calcular SpO_2 y frecuencia cardíaca.

La transición de señales digitales (limpias) a analógicas moduladas (pletismográficas) refleja el proceso de conversión desde la detección de luz hasta la extracción de parámetros biomédicos.

Diseño y fabricación del sensor de simulación de SpO_2

El resultado final de la sonda o dedo solo tiene tanto el LED rojo de longitud de onda 650-660 nm, y también el fotodiodo de silicio con alta sensibilidad en el rango 600-950 nm, estos fueron extraídos de una sonda de sensor de SpO_2 de monitor de signos vitales, esto para mirar el comportamiento de este, a continuación, en la figura se va a ver más claro cómo es su diseño.

Fig. 16

Sonda de simulación de SpO_2 por el lado del receptor.



Sonda de simulación de SpO_2 por el lado del receptor. Tomada de: Autores

Como se muestra en la Figura 16 este dedo en la parte del LED receptor está ligeramente inclinado por una lámina de la pieza, para que el LED pueda recibir directamente la señal emitida por la pinza de oximetría y en la Figura 17 el LED emisor paralelo a la impresión.

Fig. 17

Sonda de simulación de SpO_2 por el lado del emisor.



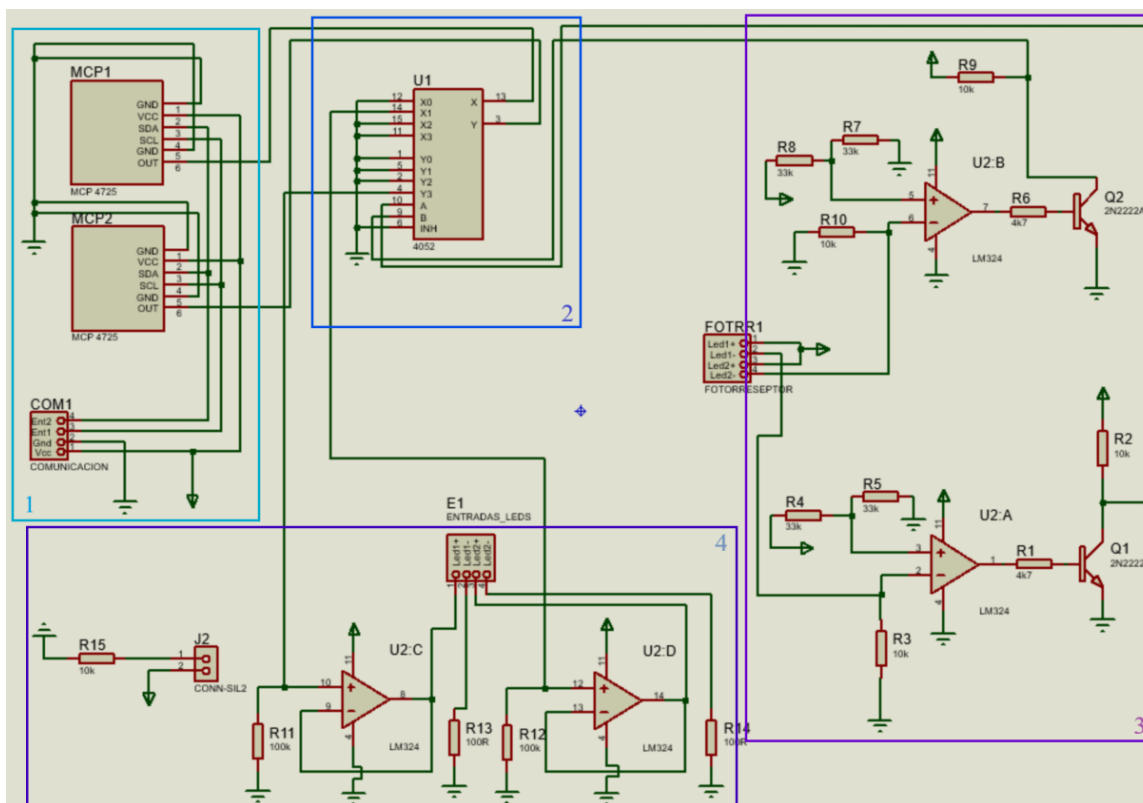
Sonda de simulación de SpO_2 por el lado del emisor. Tomada de: Autores

Esquema final

La Figura 18 presenta el esquema del proyecto, específicamente, el circuito encargado de la regulación de las señales. El número 1 se refiere a los convertidores digitales/analógicos (DACs), que son los encargados de conectar la bornera, facilitando la comunicación entre las placas de circuito impreso (PCBs) y otros componentes. El numeral 2 alude al demultiplexor, cuya función consiste en seleccionar la salida a transmitir. Los amplificadores operacionales se emplean como comparadores, donde la referencia no invierte la señal. Se emplean para el procesamiento de las señales provenientes de los receptores y para la activación de los transistores configurados como interruptores. Finalmente, el número 4 recibe las salidas del demultiplexor y activa los operacionales en modo de almacenamiento. Esto ayuda a transmitir la señal al receptor del sensor de simulación de SpO₂.

Fig. 18

Esquemático del circuito de control de señales.



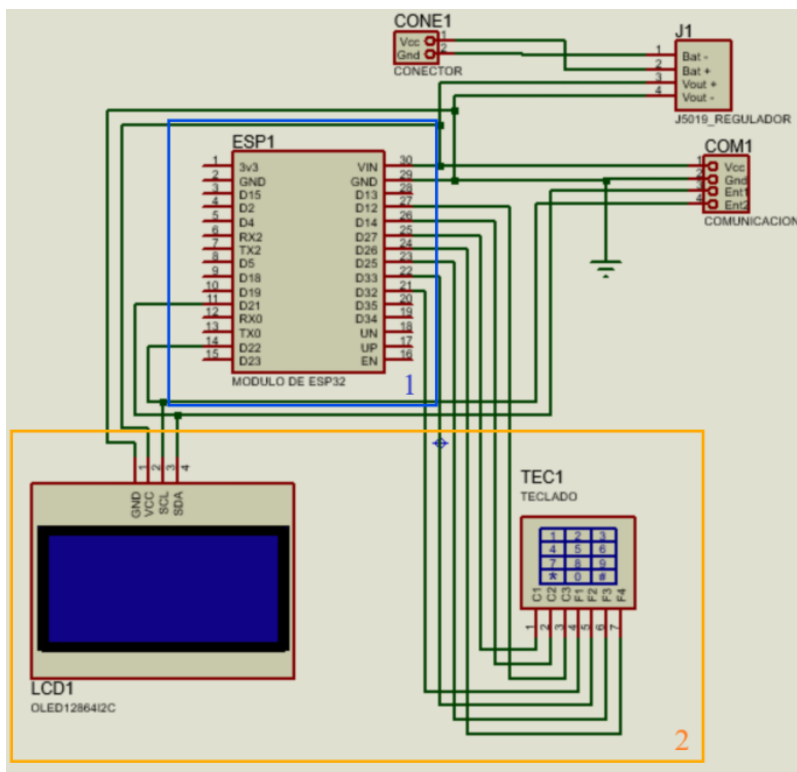
Esquemático del circuito de control de señales. Tomada de: Autores

La Figura 19 ilustra el esquemático general del circuito de transmisión de datos, que constituye una sección integral del proyecto. El microcontrolador ESP32 está en el bloque 1 y se encarga de manejar la interacción con los módulos DAC, además de enviar las señales digitales necesarias para crear las formas de onda simuladas. El bloque 2 se refiere a la interfaz de usuario que integra una pantalla de visualización para la visualización de datos en tiempo real y un teclado matricial para la introducción de comandos o la elección de las opciones operativas del sistema. Esta sección incrementa la funcionalidad e interactividad del dispositivo, proporcionando al usuario la

capacidad de seleccionar qué información visualizar y la regulación intuitiva de los parámetros de simulación.

Fig. 19

Esquemático del circuito transmisión de datos.



Esquemático del circuito de transmisión de datos. Tomada de: Autores

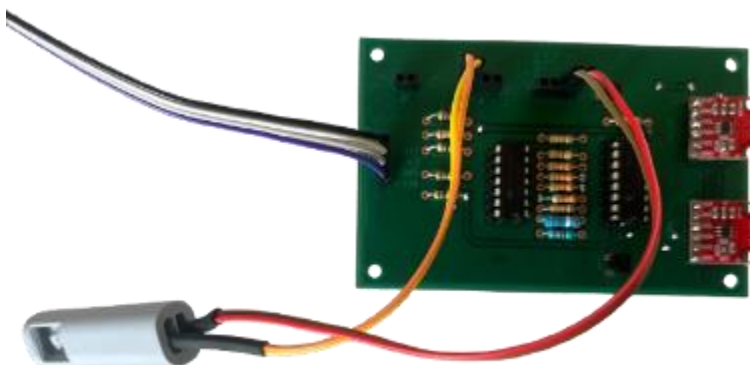
Unión de las anteriores etapas con la parte operacional

La Figura 20 ilustra la instalación del circuito de control de señales en la placa de circuito impreso PCB, evidenciando la integración de los diversos módulos y componentes electrónicos que constituyen el sistema. Este sistema de montaje hace más fácil crear, modificar y controlar las

señales analógicas que se envían a los LEDs simuladores, garantizando una conexión estable y un funcionamiento confiable del prototipo.

Fig. 20

Montaje del circuito completo.



Montaje del circuito de control de señales. Tomada de: Autores

Se unen todas las etapas anteriores, para visualizar el funcionamiento del proyecto y que se pueda visualizar la señal tanto en el monitor de signos vitales, con en el osciloscopio, con el fin de ver el óptimo funcionamiento del proyecto, en la Figura 21, lo que se va a ver en la figura es en el osciloscopio con una frecuencia de 84.95 Hz, y comparándola con la señal que nos muestra el monitor de signos vitales que nos da un 84% de SpO_2 .

Fig. 21

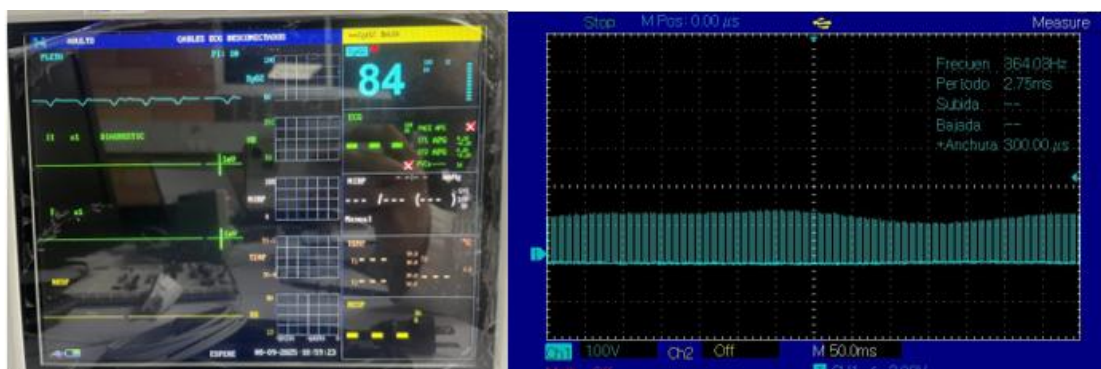
Vista de señales en Osciloscopio y Monitor de Signos Vitales (90-100%).



Vista de señales en Osciloscopio y Monitor con una saturación de oxígeno en el rango de 90-100%. Tomada de: Autores

Fig. 22

Vista de señales en Osciloscopio y Monitor de Signos Vitales (80-90%).



Vista de señales en Osciloscopio y Monitor con una saturación de oxígeno en el rango de 80-90%. Tomada de: Autores

Fig. 23

Vista de señales en Osciloscopio y Monitor de Signos Vitales (70-80%).



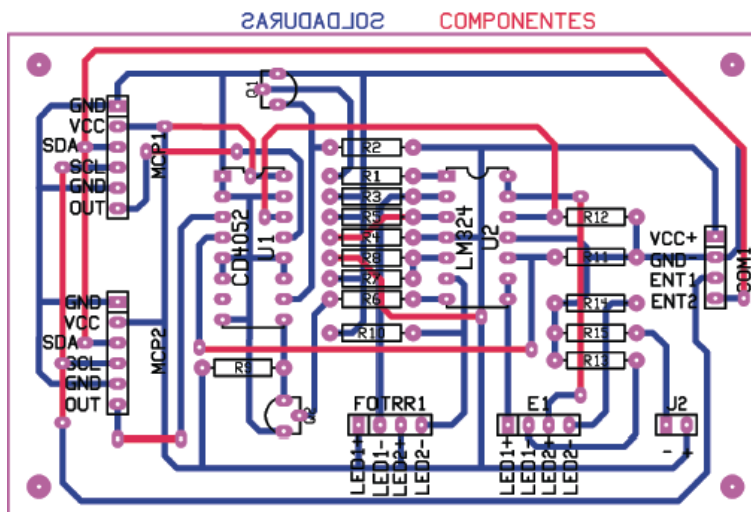
Vista de señales en Osciloscopio y Monitor con una saturación de oxígeno en el rango de 70-80%. Tomada de: Autores

Diseño de PCB

En la Figura 24, se muestra la PCB diseñada en el programa circad, se manejó para la construcción de las pistas se le coloco T50 y esta placa es de dos capas, que contiene el circuito de control de señales.

Fig. 24

PCB de circuito de control de señales.

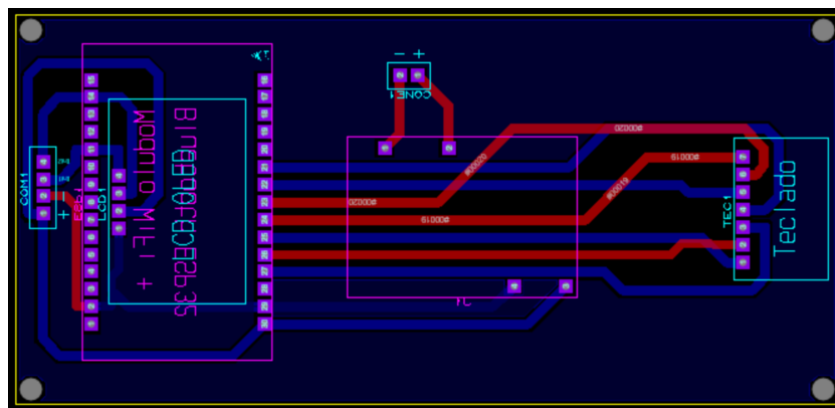


PCB de circuito de control de señales. Tomada de: Autores

Lo que se ve en la Figura 25, es como se ve la PCB diseñada en el programa proteus versión 8.13, se manejó para la construcción de las pistas se le coloco T60 y esta placa es de dos capas, que contiene el circuito transmisión de datos.

Fig. 25

PCB de circuito de transmisión de datos.



PCB de circuito transmisión de datos. Tomada de: Autores

Producto final

En la figura 26 se muestra el producto final desarrollado. En esta se puede apreciar la integración total del módulo de interfaz con el usuario, siendo la pantalla de visualización y el teclado matricial. La interfaz mostrada en la pantalla da la opción de elegir entre tres rangos de funcionamiento que se ajustan a las saturaciones de oxígeno simuladas, proporcionando al usuario el control absoluto de la simulación.

Fig. 26

Prototipo final del proyecto.



Prototipo final del proyecto. Tomada de: Autores.

En la figura 27 se muestra el flujo de interacción del usuario con el prototipo y la respuesta del sistema. El teclado matricial da la opción de elegir distintos modos de saturación de oxígeno a simular:

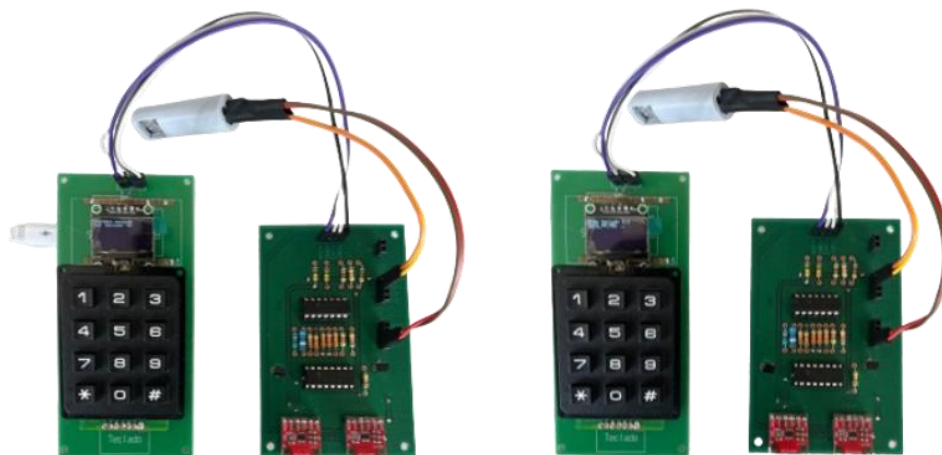
- Cuando se pulsa la tecla 1, el simulador funciona en un rango de simulación de SpO₂ de 80 % a 90 %.
- Si pulsa 2, se fija un rango de SpO₂ de 90 % a 100 %.
- Cuando se pulsa 3, el simulador genera valores de SpO₂ entre 70 % y 80 %.

Además, la tecla * permite apagar el sistema en forma controlada y la # para encenderlo y regresar a modo de operación. Con esta configuración se garantiza una interacción intuitiva y adaptable para el usuario final.

Tenga en cuenta que después de elegir un nuevo modo de funcionamiento, el cambio en el monitor/pulsioxímetro en prueba se observa después de 1-2 minutos aproximadamente, tiempo que tarda el sensor en estabilizarse y registrar el cambio en la señal simulada.

Fig. 27

Prototipo final del proyecto e interacción de usuario.



Prototipo final del proyecto e interacción de usuario. Tomada de: Autores.

Tabla de Validación

Tabla 1 Tabla de validación

Fecha	Equipo/Modelo	ID Dispositivo	Sonda	Setpoint SpO ₂ (%)	Lectura SpO ₂ (%)	Error (pp)	Error (pp)	¿Acepta? (±3 pp)
2025-10-22	Monitor Edan iM8	360001-M21D14600049	Adulto	95	96	+1	1	PASS
2025-10-22	Monitor Edan iM8	360001-M21D14600049	Adulto	90	88	-2	2	PASS
2025-10-22	Monitor Edan iM8	360001-M21D14600049	Adulto	75	77	+2	2	PASS

Cronograma Proyecto de Grado

Tabla 2 Cronograma del Proyecto de Grado

Cronograma Proyecto de Grado										
	Febrero	Abril	Mayo	Junio	Julio	Agosto	Septiembre	Octubre	Noviembre	
Definición Del Proyecto										
Presentación Anteproyecto										
Aprobación del Anteproyecto										
Definición De Hardware y Costos										
Instalación Y Preparación Del Hardware										
Desarrollo De Programación										
Implementación Del Proyecto										
Pruebas Y Correcciones De Errores										
Desarrollo De Documentación										
Presentación De Avances										
Presentación Funcionamiento										
Sustentación Del Proyecto Final										

Tabla de Materiales y Costos

Tabla 3 Materiales y Costos

Nombre	Referencia	Cantidad	Precio	Total
DAC	MCP4725	2	\$ 25.000 COP	\$ 50.000 COP
Resistencias	33K Ω	4	\$ 100 COP	\$ 400 COP
Resistencias	10k Ω	4	\$ 100 COP	\$ 400 COP
Resistencias	100 Ω	2	\$ 100 COP	\$ 200 COP
Resistencias	100k Ω	2	\$ 100 COP	\$ 200 COP
Resistencias	4.7k Ω	1	\$ 100 COP	\$ 100 COP
Resistencias (de precisión)	3.9k Ω	1	\$ 400 COP	\$ 400 COP
Resistencia (de precisión)	130 Ω	1	\$ 400 COP	\$ 400 COP
Transistores	2N2222	2	\$ 200 COP	\$ 400 COP
Amplificador Operacional	LM324	1	\$ 1.200 COP	\$ 1.200 COP
Regleta	Macho-Hembra	2	\$ 1.000 COP	\$ 2.000 COP
Jumpers	Macho-Macho X20	1	\$ 5.000 COP	\$ 5.000 COP
Multiplexor-Demultiplexor	CD4052	1	\$ 10.000 COP	\$ 10.000 COP
Microcontrolador	ESP32	1	\$ 35.000 COP	\$ 35.000 COP
Sonda en 3D	Primer Diseño	1	\$ 20.000 COP	\$ 20.000 COP
Sonda en 3D	Segundo Diseño	1	\$ 20.000 COP	\$ 20.000 COP
Sonda en 3D	Diseño Final	1	\$ 20.000 COP	\$ 20.000 COP
LED SpO2 Receptor		1	\$ 108.000 COP	\$ 108.000 COP
LED SpO2 Emisor		1	\$ 108.000 COP	\$ 108.000 COP
PCB Superior	Primer Impresión	1	\$ 60.000 COP	\$ 60.000 COP
PCB Inferior	Primer Impresión	1	\$ 80.000 COP	\$ 80.000 COP
PCB Superior	Impresión Final	1	\$ 60.000 COP	\$ 60.000 COP
PCB Inferior	Impresión Final	1	\$ 80.000 COP	\$ 80.000 COP
Modulo Display	OLED 1.3" i2C	1	\$ 27.000 COP	\$ 27.000 COP
Teclado Matricial	3X4 Formato PCB 12 Teclas	1	\$ 17.000 COP	\$ 17.000 COP

Insumos/Otros	Estaño, termo encogible, silicona, etc.	1	\$ 300.000 COP	\$ 300.000 COP
Diseño PCB	Diseño PCB	2	\$ 25.000 COP	\$ 50.000 COP
Diseño Carcaza	Diseño impresión 3D	1	\$ 50.000 COP	\$ 50.000 COP
Mano de Obra		2	\$ 1'250.000 COP	\$ 2'500.000 COP
			Total	\$ 3'605.700 COP

Nota. Estos precios corresponden y están al día a la fecha 22/10/2025.

Conclusiones

Se evidencio que un simulador de paciente para SpO₂ de arquitectura abierta, capaz de generar señales PPG sintéticas y parámetros de forma de onda, constituyéndose en una herramienta útil para docencia, pruebas de concepto y verificación funcional básica de oxímetros. No es factible en Colombia ya que hay algunos materiales que requieren importación la cual no justificaría el costo de estos mismos con el precio de venta del equipo.

La separación por capas (hardware de excitación/óptica, firmware de generación, y software de control/análisis) facilita la replicación, el mantenimiento y futuras ampliaciones (p. ej., nuevos perfiles de perfusión, ruido controlado, variabilidad de frecuencia cardiaca).

El enfoque open-source en esquemáticos, firmware y scripts de análisis promueve la revisión por pares, la transferencia de conocimiento y la adaptación del prototipo a distintos contextos académicos, favoreciendo su sostenibilidad y evolución comunitaria.

El diseño contempló el aislamiento del circuito respecto del usuario/equipos bajo prueba y el uso exclusivo con cargas ficticias/sensores del simulador, mitigando riesgos en ambiente de enseñanza y cumpliendo el propósito de un dispositivo didáctico de señales, no de atención clínica.

El prototipo permite a estudiantes y docentes explorar, de manera controlada, la relación entre el modelo fotopletismográfico, la ley de Beer-Lambert modificada y las estrategias de estimación de SpO₂, cerrando la brecha entre teoría y experimentación.

El simulador reproduce condiciones ideales y semi-controladas; no reemplaza bancos de sangre ni fantomas ópticos avanzados, y no modela plenamente variaciones fisiológicas complejas (p. ej., cambios espectrales de hemoglobina dishemoglobinas o vasomoción). La exactitud de las lecturas también depende del desempeño intrínseco del oxímetro y la sonda utilizados.

Líneas de trabajo futuro. Se sugiere: (i) incorporar calibración óptica con referencias trazables, (ii) ampliar el rango espectral y el modelado de perfusión, (iii) implementar perfiles de artefacto controlado y ruido fisiológico, (iv) automatizar campañas de validación multiequipo con registro continuo y (v) publicar un conjunto de datos abierto para benchmarking.

Nota. Este prototipo y los resultados asociados son exclusivamente para fines académicos, de docencia, investigación y validación técnica en laboratorios. No está diseñado, certificado ni autorizado para diagnóstico, monitoreo o decisión clínica sobre pacientes reales. Cualquier uso fuera del ámbito académico/laboratorio es improcedente y queda expresamente excluido del alcance de este trabajo.

Referencias

- American Thoracic Society. (Diciembre de 2013). Oximetría de pulso. *SERIE DE INFORMACIÓN AL PACIENTE, Vol. 184, P-1, 2011*, 2. Obtenido de <https://www.thoracic.org/patients/patient-resources/resources/spanish/pulse-oximetry.pdf>
- BC Biomedical . (2012). *bcbgroupintl*. Obtenido de Pulse Oximetry Testing: <https://equiposmedicoscalibracion.com/wp-content/uploads/2016/09/CATALOGO-BC-BIOMEDICAL-SIMULADOR-DE-SPO2.pdf?utm>
- BC Biomedical . (09 de SEPTEMBER de 2023). *SCRIBD*. Obtenido de BC Group International 2020-2021 Catalog: <https://es.scribd.com/document/670207197/3-Catalogo-Bc-Group?>
- Chan, E. D., Chan, M. M., & Chan, M. M. (2013). Pulse oximetry: Understanding its basic principles facilitates appreciation of its limitations. *ScienceDirect*, 11.
- Cleveland Clinic. (09 de Abril de 2024). *Cleveland Clinic*. Obtenido de Circulatory System: https://my.clevelandclinic.org/health/body/circulatory-and-cardiovascular-system?utm_source=chatgpt.com
- Comisión Electrotécnica Internacional. (2014). *Medical electrical equipment – Recurrent test and test after repair of medical*. Obtenido de https://webstore.iec.ch/en/iec_catalog/product/preview/?id=L3B1Yi9wZGYvcHJldmllldy9pbmZvX2llYzYyMzUze2VkMi4wfWIucGRm
- Comisión Electrotécnica Internacional. (2018). *Medical electrical equipment Part 2-61: Particular requirements for basic*. Switzerland: Switzerland. Obtenido de <https://cdn.standards.iteh.ai/samples/22361/a553fd6962bc4cffbd6808c2ddda7996/ISO-80601-2-61-2017.pdf>
- Comisión Electrotécnica Internacional. (2024). *Medical electrical equipment –Part 1-12: General requirements for basic safety and essential performance – Collateral Standard: Requirements for medical electrical equipment and medical electrical systems intended for use in the emergency medical services*. Obtenido de <https://www.iso.org/obp/ui/en/#iso:std:59536:en>
- DOTmed. (24 de November de 2025). *DOTmed*. Obtenido de En venta FLUKE ProSim 8 Vital Signs and SPO2 Test Module Patient Simulator: https://es.dotmed.com/listing/patient-simulator/fluke/prosim-8-vital-signs-and-spo2-test-module/4494913?utm_source=chatgpt.com
- FibriCheck Academy. (23 de Julio de 2025). *Chapter 4: The differences and similarities between ECG and PPG*. Obtenido de FibriCheck: <https://academy.fibricheck.com/hc/en-be/articles/6383416554396-Chapter-4-The-differences-and-similarities-between-ECG-and-PPG>
- Fluke Biomedical. (2013). ProSim 8 Vital Signs Simulator Technical Data. Cleveland, U. S. A., U. S. A.

- Fluke Corporation. (22 de 01 de 2012). SPOT Light SpO2 Functional Tester User Manual. U.S.A.
- Fotolia, M. W. (14 de 08 de 2023). *VDE Health*. Obtenido de Electrical safety in active medical devices: The IEC 60601-1 standard: <https://www.vde.com/topics-en/health/consulting/electrical-safety-in-active-medical-devices--the-iec-60601-1-standard>
- Gamboa, K. M. (2018). *Desarrollo e Implementación de un Simulador de Pulsoximetría para uso Académico*. Cali: 2018.
- Hospital Store. (2024). *HospitalStore*. Obtenido de Fluke ProSim SPOT Light SpO2 Pulse Oximeter Tester: <https://www.hospitalstore.com/fluke-prosim-spot-light-spo2-pulse-oximeter-tester/>
- Instituto Nacional de Vigilancia de Medicamentos y Alimentos. (07 de 08 de 2025). *GOV.CO*. Obtenido de Salud INVIMA: <https://www.invima.gov.co/productos-vigilados/dispositivos-medicos/dispositivos-medicos-y-equipos-biomedicos>
- International Organization for Standardization. (2016). *ISO 13485:2016-Medical devices — Quality management systems — Requirements for regulatory purposes*. Obtenido de <https://www.iso.org/standard/59752.html>
- International Organization for Standardization. (2019). *ISO 14971:2019 — Medical devices — Application of risk management to medical devices*. Obtenido de <https://www.iso.org/standard/72704.html>
- Issuu Inc. (26 de Junio de 2020). *Issuu*. Obtenido de Usos y limitaciones de la pletismografía: https://issuu.com/editorialservet/docs/ateuves_102_mr/s/18142816
- J. Gordon Betts, K. A. (2022). *Human cardiovascular system*. Houston, Texas: OpenStax <https://openstax.org/books/anatomy-and-physiology-2e/pages/1-introduction>.
- Leach RM, T. D. (2002). The pulmonary physician in critical care • 2: Oxygen delivery and consumption in the critically ill. *Thorax*, 57:170-177.
- M. Nitzan, A. R. (2014). Pulse oximetry: fundamentals and technology update . *Northwell*, 10.
- McLellan, S. A. (2004). Oxygen delivery and haemoglobin. *Anaesthesia Critical Care & Pain*, 4.
- Michael Francis Oliver, S. W. (05 de Septiembre de 2025). *Britannica*. Obtenido de human cardiovascular system: <https://www.britannica.com/science/human-cardiovascular-system/Wall-of-the-heart>
- MINISTERIO DE LA PROTECCION SOCIAL REPUBLICA DE COLOMBIA. (2005). *DECRETO NÚMERO 4725 DE 2005*. BOGOTÁ: MINISTERIO DE LA PROTECCION SOCIAL . Obtenido de

<https://www.minsalud.gov.co/sites/rid/lists/bibliotecadigital/ride/de/dij/decreto-4725-de-2005.pdf>

MINISTERIO DE SALUD Y PROTECCIÓN SOCIAL. (2019). *RESOLUCIÓN NÚMERO 3100 DE 2019*. Bogotá: Diario. Obtenido de https://www.minsalud.gov.co/normatividad_nuevo/resoluci%C3%B3n%20no.%203100%20de%202019.pdf

National Library of Medicine. (12 de September de 2024). *National Library of Medicine*. Obtenido de Medical Tests → Pulse Oximetry: <https://medlineplus.gov/lab-tests/pulse-oximetry/>

RÉGIMEN LEGAL DE BOGOTÁ D. C. . (2005). *Decreto 4725 de 2005 Nivel Nacional*. Bogotá: Diario Oficial 46134 de diciembre 27 de 2005.

Rel, M. P. (2024). Simulador de un Pulsioxímetro Digital. *Escuela Politecnica Superior*, 103.

Rel, M. P. (2024). *Simulador de un Pulsioxímetro Digital*. Alicante: 2024.

RM, W. (1991). Perioperative functional residual capacity. *Can J Anaesth* , 38:384-.

S. Barry Issenberg 1, W. C. (2005). Características y usos de simulaciones médicas de alta fidelidad que conducen a un aprendizaje efectivo: una revisión sistemática de BEME. *National Library of Medicine*.

Torp, K. D., Modi, P., Pollard, E. J., & Simon., L. V. (2023). *Pulse Oximetry*. Bethesda: StatPearls Publishing LLC.

Torres, D. A. (30 de Octubre de 2023). *Sistema circulatorio (Cardiovascular)*. Obtenido de KENHUB: <https://www.kenhub.com/es/library/anatomia-es/sistema-circulatorio-cardiovascular>

U.S. Food and Drug Administration. (17 de Diciembre de 2017). *FDA*. Obtenido de Recognized Consensus Standards: Medical Devices: https://www.accessdata.fda.gov/scripts/cdrh/cfdocs/cfstandards/detail.cfm?standard__identification_no=37508&utm_

Ventura., V. (2015). *Funcionamiento del oxímetro-pulsómetro*. Obtenido de Polaridad: <https://victorventura.es/polaridad.es/monitorizacion-sensor-pulso-oximetro-frecuencia-cardiaca>

William C. McGaghie, S. B. (2011). ¿La educación médica basada en simulación con práctica deliberada produce mejores resultados que la educación clínica tradicional? Una revisión comparativa metaanalítica de la evidencia. *National Library of Medicine*, 2.

Anexos

Anexo A: Publicación del Prototipo en Repositorio Open-Source

Con el fin de garantizar la reproducibilidad académica del trabajo y facilitar el uso del prototipo en procesos de docencia e investigación, el código fuente y la documentación asociada al simulador de SpO₂ desarrollado en este proyecto han sido publicados en un repositorio público de GitHub.

Repositorio:

<https://github.com/danielmorales453/DESARROLLO-DE-UN-PROTOTIPO-DE-SIMULADOR-DE-PACIENTE-PARA-SATURACION-DE-OXIGENO-SpO-OPEN-SOURCE/tree/main/ARCHIVOS%20PROYECTO%20FINAL-20251129T225813Z-1-001/ARCHIVOS%20PROYECTO%20FINAL>

Tipo de contenido:

Código fuente, esquemas, archivos de configuración y documentación técnica básica del prototipo.

Alcance:

El repositorio se publica exclusivamente para fines académicos, de docencia, investigación y validación técnica en laboratorio. No está destinado ni autorizado para diagnóstico, monitoreo o toma de decisiones clínicas sobre pacientes reales.

Licencia:

Todo el contenido del repositorio se distribuye bajo la licencia GNU General Public License versión 3 (GPL v3), lo que permite su uso, estudio, copia, modificación y redistribución, siempre que las obras derivadas se mantengan bajo la misma licencia y se respeten los términos establecidos por la GPL v3.

Esta publicación open-source es coherente con la nota aclaratoria incluida al final del documento principal, en la que se establece que el prototipo y los resultados asociados están restringidos al ámbito académico y de laboratorio, y que cualquier uso fuera de dicho contexto queda expresamente excluido del alcance de este trabajo.