



UNIVERSIDAD MICHOACANA DE SAN NICOLAS DE
HIDALGO

Facultad de Ciencias Físico-Matemáticas “Mat. Luis Manuel
Rivera Gutierrez”

DIVISION DE ESTUDIOS DE POSGRADO

Desarrollo de un oxímetro para neonatos con
microcontrolador.

Tesis para obtener el grado de Maestro en Ciencias en
Ingeniería Física

PRESENTA:

Papy KAHENGA LUBUKU

ASESORA:

Dra. Mary Carmen y Monserrat Peña Gomar

CO-ASESOR:

M.C. Israel Luna Reyes

Morelia, Michoacán, agosto 2023

"La imaginación es más importante que el conocimiento. El conocimiento es limitado, mientras que la imaginación no tiene límites".

Agradecimientos

A la Universidad Michoacana de San Nicolás de Hidalgo, al programa de Maestría en Ciencias en Ingeniería Física y a cada una de las personas que influyeron en mi formación.

A mi asesora la Dra. Mary Carmen y Monserrat Peña Gomar por la oportunidad que me dio de formar parte de sus tesis, por su paciencia, su amistad y tiempo prestado durante la realización del trabajo, brindándome en todo momento sus conocimientos y asesorías para lograr este objetivo.

A mi Co-asesor M.C. Israel Luna Reyes por su gran paciencia que me tuvo y por su maravillosa orientación que me brindo para esta tesis, tanto en el laboratorio y taller de electrónica como en la revisión del escrito final.

A los integrantes de la comisión revisora: El Dr. Gonzalo Viramontes Gamboa y al Dr. Dagoberto Cardona Ramírez, por sus correcciones y el tiempo dedicado al presente proyecto.

A mi madre Goretti Lubuku por su amor incondicional que me brindó durante toda mi vida.

A mi maravillosa esposa Ambrosine Alunga Kahenga, por todo su apoyo, consejos, comprensión y paciencia, pero sobre todo por su gran amor. A mi amado hijo Brainy-Betsaleel Kahenga por darme la fuerza para seguir luchando para alcanzar mis metas.

A mis hermanos: Pierre, Virginie, Noella, Daddy, Noellie, Cecile, Ange, Vetty, Jonathan, Jenny y Benjamin KAHENGA por sus valiosos consejos, cariño y amor.

A mis suegros Jean-Batiste y Nadine Bomanza por su apoyo y amor. A mis cuñados Esdras, Nehemie, Jean y Jemima LIONGE por su amor, apoyo moral y espiritual. Muchas

gracias.

Agradezco al Consejo Nacional de Ciencia y Tecnología por haberme apoyado con una beca de Maestría para cursar mis estudios de la Maestría en Ciencias en Ingeniería Física.

Resumen

En las unidades de cuidados intensivos neonatales, los médicos se enfrentan al desafío de monitorear continuamente la salud de los neonatos, lo que incluye la medición de parámetros de las incubadoras que incluyen la saturación de oxígeno y la frecuencia cardíaca. Además, se monitorean continuamente los parámetros ambientales de esas incubadoras como la temperatura y la humedad relativa. Sin embargo, este proceso requiere que los médicos realicen visitas frecuentes de una incubadora a otra, lo cual puede ser ineficiente y dificultar el brindar una atención óptima a todos los pacientes.

En esta tesis se ha desarrollado un oxímetro utilizando un microcontrolador IoT adaptable para recién nacidos, capaz de medir los parámetros de una incubadora que alberga al bebé y conectado a la plataforma Blynk para la visualización a distancia de los parámetros mencionados. Se han instrumentado dos prototipos para probar el envío de datos a una computadora.

Este prototipo de oxímetro multifuncional fue desarrollado utilizando el microcontrolador ESP32 debido a su versatilidad y capacidades de comunicación a distancia. El oxímetro está compuesto por el sensor optoelectrónico MAX30102, que integra un LED rojo de 660 nm y un LED infrarrojo de 880 nm, permitiendo la medición de la saturación de oxígeno y la frecuencia cardíaca. Además, se utiliza el sensor DHT22 para medir la temperatura y la humedad relativa de la incubadora neonatal. La alimentación del prototipo es proporcionada por una batería LIPO de 3,7 V - 380 mAh.

Con el fin de comprender mejor el funcionamiento de un oxímetro, se realizó un estudio sobre el comportamiento óptico de los tejidos humanos. Este estudio permitió entender la interacción entre las luces de longitud de onda roja (660 nm) e infrarroja cercana (880 nm) emitidas por el sensor en la piel. Se observó que esta interacción proporciona la posibilidad de analizar el comportamiento de la hemoglobina frente al oxígeno.

La programación del microcontrolador ESP32 se realizó utilizando el entorno de

desarrollo Arduino, lo que permitió la adquisición de datos de los sensores y su procesamiento. La integración con la plataforma IoT Blynk permitió la visualización remota de los datos transmitidos a una computadora.

El objetivo principal de este proyecto es monitorear en tiempo real a los recién nacidos ubicados en las incubadoras y visualizar sus parámetros vitales, así como los parámetros ambientales de las mismas.

En esta tesis también se identificaron las oportunidades para futuras mejoras, como la validación y comparación con dispositivos estándar de las mediciones, la incorporación de sensores certificados adicionales, la optimización energética, la implementación de notificaciones y la seguridad de los datos transmitidos.

Palabras clave: Sensor, internet de las cosas, oximetría, temperatura, humedad.

Abstract

In neonatal intensive care units, doctors face the challenge of continuously monitoring the health of newborns, which includes measuring parameters of the incubators such as oxygen saturation and heart rate. Additionally, environmental parameters of these incubators, such as temperature and relative humidity, are continuously monitored. However, this process requires doctors to make frequent visits from one incubator to another, which can be inefficient and hinder the provision of optimal care to all patients. In this thesis, an oximeter has been developed using adaptable IoT microcontroller technology for newborns, capable of measuring parameters of an incubator housing the baby and connected to the Blynk platform for visualization. Two prototypes have been instrumented to test the data transmission to a computer.

This multifunctional oximeter prototype was developed using the ESP32 microcontroller due to its versatility and long-distance communication capabilities. It consists of the optoelectronic sensor MAX30102, which integrates a red LED of 660 nm and an infrared LED of 880 nm, allowing the measurement of oxygen saturation and heart rate. Additionally, the DHT22 sensor is used to measure the temperature and relative humidity of the neonatal incubator. The prototype is powered by a 3.7 V - 380 mAh LIPO battery.

In order to better understand the functioning of an oximeter, a study was conducted on the optical behavior of human tissues. This study allowed for an understanding of the interaction between the red (660 nm) and near-infrared (880 nm) wavelengths emitted by the sensor and the skin. It was observed that this interaction provides the ability to analyze the behavior of hemoglobin in the presence of oxygen.

The programming of the ESP32 microcontroller was done using the Arduino development environment, enabling the acquisition and processing of sensor data. Integration with the Blynk IoT platform allowed for remote visualization of the transmitted data on a computer.

The main objective of this project is to monitor newborns located in incubators in real time and visualize their vital parameters, as well as the environmental parameters of these incubators.

This thesis also identified opportunities for future improvements, such as validation and comparison with standard devices for measurements, incorporation of additional certified sensors, energy optimization, implementation of notifications, and data security during transmission.

Keywords: Sensor, Internet of Things, Oximetry, Temperature, Humidity.

Declaración de Responsabilidad

- Declaro que esta tesis, denominada: Desarrollo de un oxímetro para neonatos con microcontrolador, ha sido escrita en su totalidad, por un servidor.
- Declaro que ninguno de los resultados reportados en esta tesis de investigación constituye, en cualesquiera de sus partes, un plagio o un robo de conocimiento o de la propiedad intelectual o del material, de algún otro autor.
- Declaro que esta tesis no contiene material que haya sido aceptado o presentado para la obtención de cualquier otro grado académico, título o diploma en una universidad u otra institución de educación superior, diferente a la Universidad Michoacana de San Nicolás de Hidalgo.
- Declaro que han sido citadas, las debidas referencias sobre la literatura consultada, así como de los recursos de apoyo bibliográfico utilizados; respetando íntegramente el contenido científico revisado; que la presente tesis es original y no se deriva en absoluto, de cualquier tipo de publicación previa.
- Declaro que los artículos, reflejo de la productividad consolidada a lo largo de este proyecto de maestría, fueron desarrollados por nosotros mismos: con mis asesores como directores y quienes guiaron los pasos de mi formación como estudiante, bajo estrictos principios de ética científica.

Índice General

Agradecimientos.....	iii
Resumen.....	v
Abstract.....	vii
Declaración de Responsabilidad.....	ix
Índice general.....	x
CAPITULO 1: INTRODUCCIÓN.....	1
1.1. Antecedentes y revisión de la literatura.....	1
1.2. Planteamiento del problema.....	9
1.3. Objetivos.....	10
1.3.1. Objetivo general.....	10
1.3.2. Objetivos particulares.....	10
1.4. Justificación.....	11
1.5. Organización de la tesis.....	14
CAPITULO 2: MARCO TEORICO.....	15
2.1. Sistema circulatorio del cuerpo humano.....	15
2.1.1. Corazón.....	16
2.1.2. Vasos sanguíneos.....	18
2.1.3. Sangre.....	20
2.1.3.1. Funciones de la sangre.....	20
2.1.3.2. Composición de la sangre.....	21
2.2. Oxigenación de la sangre.....	23
2.2.1. Respiración.....	23
2.2.2. Proceso de oxigenación de la sangre e intercambio gaseoso.....	24
2.2.2.1. Proceso de oxigenación de la sangre.....	24
2.2.2.2. Proceso de transferencia de oxígeno O ₂ y dióxido de carbono CO ₂	26
2.2.3. La capacidad pulmonar en la respiración.....	28
2.3. Parámetros ópticos de tejidos biológicos.....	29
2.3.1. Espectro electromagnético.....	29

2.3.1.1. Espectro visible.....	30
2.3.1.2. Espectro infrarrojo.....	31
2.3.2. Coeficiente de absorción.....	32
2.3.2.1. Parámetros ópticos de la piel.....	35
2.3.2.2. Parámetros ópticos del hueso.....	40
2.3.2.3. Estimación de valores ópticos.....	42
2.3.2.3.1. Potencia e intensidad de luz.....	42
2.3.2.3.2. Camino de la luz en la piel.....	44
2.3.2.3.3. Camino de la luz en hueso.....	47
2.4. Metodología de medición.....	49
2.4.1. Medición de la saturación de oxígeno y frecuencia cardiaca.....	49
2.4.2. Medición de los parámetros ambientales.....	57
2.4.2.1. Medición temperatura ambiental.....	57
2.4.2.2. Medición de la humedad.....	58
CAPITULO 3: DESARROLLO DEL PROTOTIPO.....	61
3.1. Hardware.....	61
3.1.1. Sensor optoelectrónica de oximetría y frecuencia cardiaca.....	61
3.1.2. Sensor digital de la temperatura y humedad.....	66
3.1.3. Alimentación eléctrica del sistema.....	72
3.1.4. Microcontrolador.....	74
3.1.4.1. Descripción del microcontrolador.....	74
3.1.4.2. Diagrama del sistema.....	79
3.1.4.2.1. Esquema de funcionamiento.....	79
3.1.4.2.2. Diagrama del oxímetro.....	80
3.1.4.3. Instrumentación del sistema en protoboard.....	82
3.1.5. Concepción e impresión 3D de la caja del prototipo.....	82
3.2. Software.....	84
3.2.1. Entorno de desarrollo integrado de Arduino.....	84
3.2.2. Plataforma de IOT Blynk.....	88
3.3. Red de monitoreo remoto.....	94
CAPITULO 4: PRUEBAS DE MEDICIÓN.....	97

4.1.	Colocación del dispositivo en niño.....	97
4.2.	Visualización de resultados y gráficos.....	97
4.2.1.	Grafica de la saturación de oxígeno.....	99
4.2.2.	Grafica de la frecuencia cardiaca.....	100
4.2.3.	Grafica de la temperatura.....	101
4.2.4.	Grafica de la humedad relativa.....	102
4.3	Comparación de las mediciones.....	103
CAPITULO 5: DISCUSIÓN Y CONCLUSIONES.....		107
Bibliográfica.....		111

CAPITULO 1: INTRODUCCIÓN

1.1. Antecedentes y Revisión de la Literatura

El oxígeno desempeña un papel fundamental en la vida y el funcionamiento adecuado del organismo humano. La ausencia de oxígeno en la sangre pone en peligro nuestros órganos vitales. En el ámbito médico, es de suma importancia conocer el estado de oxigenación del organismo. La saturación de oxígeno en el cuerpo, que representa la cantidad de oxígeno presente en la hemoglobina de la sangre, constituye un indicador fundamental del correcto funcionamiento de los sistemas respiratorio, circulatorio y nervioso.

Un nivel adecuado de saturación de oxígeno garantiza una respiración y circulación sanguínea óptimas en el cuerpo humano, lo cual asegura el suministro apropiado de oxígeno a los tejidos y órganos vitales. Por el contrario, la falta de oxígeno puede desencadenar complicaciones graves en los órganos esenciales. Cabe destacar que la capacidad de la hemoglobina para unirse al oxígeno se refleja en la saturación de oxígeno. La carencia de oxígeno conlleva un riesgo para los órganos vitales y, en casos extremos, puede conducir incluso al fallecimiento [1].

Los problemas respiratorios están generalmente asociados con el mal funcionamiento de los pulmones, los cuales constituyen la principal fuente de producción de oxígeno en el cuerpo. Sin embargo, durante el crecimiento y desarrollo del feto en el útero, los pulmones son de los últimos órganos en alcanzar su plena funcionalidad. Es por esta razón que los problemas pulmonares son una de las complicaciones más comunes en los casos de prematuridad. En muchos casos, los bebés prematuros pueden tener dificultades para respirar normalmente. Estas dificultades no son causadas por algún trastorno en particular, sino más bien por la inmadurez de los pulmones que aún no han completado su desarrollo [2].

Existen varias enfermedades respiratorias que pueden afectar la oxigenación en el cuerpo. Algunas de ellas incluyen:

- Enfermedad pulmonar obstructiva crónica (EPOC): Es una enfermedad progresiva que dificulta la respiración y afecta la capacidad de los pulmones para obtener suficiente oxígeno. Puede incluir condiciones como la bronquitis crónica y el enfisema.
- Asma: Es una enfermedad crónica en la que las vías respiratorias se inflaman y se estrechan, lo que dificulta la entrada y salida de aire. Esto puede reducir la oxigenación adecuada en los pulmones.
- Neumonía: Es una infección en los pulmones que puede causar inflamación y acumulación de líquido, lo que afecta la capacidad de los pulmones para absorber oxígeno.
- Enfermedades pulmonares intersticiales: Son un grupo de trastornos que afectan los tejidos y los espacios entre los alvéolos pulmonares. Esto puede afectar la difusión de oxígeno en los pulmones.
- Enfermedad pulmonar fibrosa: Es una enfermedad en la que el tejido pulmonar se vuelve más grueso y fibroso, lo que dificulta la oxigenación adecuada.

A diferencia de los bebés a término, los bebés prematuros son un grupo de bebés que corren un alto riesgo. Esto es causado por la inmadurez de los sistemas de órganos del cuerpo en los bebés prematuros, como los pulmones, el corazón, los riñones, el hígado y el sistema digestivo [3].

Hasta 20 millones de bebés nacen prematuramente y se estima que 450 de ellos mueren cada hora (Sowmiya, Smrithi, & Irin Loretta, 2018) [4]. El parto prematuro es uno de los principales factores de riesgo de mortalidad neonatal (Doukkali, Mechita, Lahlou, Habibi, & Barkat, 2016) [5]. Los bebés prematuros experimentan condiciones de salud más complicadas y causan la muerte (Narayana, Dusarlapudi, Kiran, & Kumar, 2017) [6].

Por lo tanto, es esencial conocer la saturación de oxígeno en la sangre, ya que permite

evaluar rápidamente las funciones respiratorias de una persona y detectar posibles patologías si es necesario. La historia de la medición del oxígeno ha sido marcada por importantes avances. En 1897, Heinrich Danneel y Walther Nernst descubrieron la reducción electroquímica del oxígeno, un hito fundamental en la investigación sobre la medición del oxígeno. Posteriormente, en 1922, Jaroslav Heyrovsky realizó un descubrimiento accidental al utilizar gotas de mercurio en Praga, lo que condujo al desarrollo de la polarografía. Estos avances permitieron obtener las primeras mediciones de la tensión de oxígeno en el plasma y la sangre en la década de 1940.

El primer uso biológico de un cátodo de platino para monitorear el oxígeno fue reportado en 1938 por Blinks y Skow, quienes estaban investigando la fotosíntesis. Su informe dio lugar a estudios sobre el oxígeno tisular realizados por Davies, Brink y Bronk. En 1956, Clark logró un avance importante al recubrir tanto el cátodo como el ánodo con una membrana de polietileno, transformando así el cátodo polarográfico en un sensor de disponibilidad de oxígeno por difusión en una medición de la tensión de oxígeno (PO_2) en la solución. Este avance facilitó una expansión significativa en el estudio de la fisiología respiratoria del oxígeno en la sangre.

Después de 1956, el electrodo de Clark desempeñó un papel fundamental en el desarrollo de los actuales sistemas comerciales de medición de gases en sangre. Estos sistemas permiten medir el pH, la tensión de dióxido de carbono (PCO_2) y la PO_2 , así como calcular diversas variables derivadas. Se han diseñado diferentes variaciones del electrodo de Clark para su uso en distintas aplicaciones, como el registro in vivo de la punta del catéter, el monitoreo de oxígeno en fase gaseosa, la determinación del contenido de oxígeno en la sangre mediante la liberación del oxígeno unido a la hemoglobina y la medición de la PO_2 , así como la determinación del consumo de oxígeno en cultivos celulares, reemplazando así la manometría de Warburg [7].

En los últimos años, se han descrito varios métodos polarográficos para medir la tensión de oxígeno en la sangre in vitro. Hasta el momento, se ha obtenido el mayor éxito utilizando el electrodo de gota de mercurio. Sin embargo, este método no es muy

prometedor en cuanto a la posibilidad de lograr un registro continuo y verdadero de la tensión de oxígeno en la sangre in vivo [8].

La investigación simultánea sobre la medición de oxígeno mediante amperometría o polarografía llevó a Hersch en 1980 a desarrollar métodos para determinar el contenido de oxígeno mediante coulometría en grandes células que consumen todo el oxígeno inyectado. Avances como la aplicación de membranas no aislantes pero permeables a las proteínas en los cátodos, así como la inserción de los cátodos en vidrio, han permitido la medición de la PO₂ en tejidos y fluidos mediante microelectrodos. [9].

La medición de la saturación de oxígeno (SpO₂) se desarrolló a mediados del siglo XX y se popularizó en las décadas de 1970 y 1980. El primer dispositivo comercialmente viable para medir la SpO₂ fue desarrollado por el biofísico norteamericano Glenn Allan Millikan y su equipo en 1949 [10].

El pulsioxímetro es un dispositivo que mide de forma no invasiva la saturación de oxígeno en la sangre emitiendo luz a través de los tejidos del cuerpo. En la década de 1980, se desarrollaron pulsioxímetros portátiles que permitían la monitorización continua de la SpO₂ en pacientes durante el transporte y en entornos fuera del hospital, lo que incrementó enormemente su utilidad.

En la actualidad, la medición de la SpO₂ se considera una herramienta fundamental para evaluar la oxigenación en pacientes con problemas respiratorios, cardíacos y otros trastornos médicos. Los pulsioxímetros están ampliamente disponibles y se utilizan tanto en entornos clínicos como en domicilios particulares. Además, la tecnología de la SpO₂ se ha integrado en otros dispositivos de monitoreo médico, como los monitores de signos vitales, para proporcionar mediciones precisas y continuas del estado del paciente.

La monitorización continua de los parámetros de salud es especialmente importante en neonatos, especialmente en aquellos prematuros que son admitidos en la unidad de

cuidados intensivos neonatales y colocados en incubadoras [11]. Para asegurar un buen desarrollo de los bebés en esta unidad, es fundamental realizar una monitorización constante de la frecuencia cardíaca, la frecuencia respiratoria y la saturación de oxígeno, que son signos vitales críticos [12].

Además de los signos vitales mencionados, también se debe tener en cuenta otros factores ambientales que pueden influir en el bienestar de los neonatos. La temperatura y la humedad son parámetros críticos que deben ser controlados y mantenidos en rangos óptimos. La temperatura corporal de los neonatos, en particular, es esencial para regular funciones metabólicas y mantener un equilibrio térmico adecuado. Por otro lado, la humedad ambiental también juega un papel importante en la prevención de la deshidratación y el cuidado de la piel sensible de los neonatos.

El porcentaje normal de saturación de oxígeno en humanos se mantiene dentro de un rango constante en todas las etapas de la vida, oscilando entre el 95% y el 100% tanto en recién nacidos como en personas de edad avanzada [13]. Es particularmente importante conocer los niveles de saturación de oxígeno en los recién nacidos, ya que una baja saturación puede indicar la presencia de anomalías hemodinámicas que requieren atención médica en la unidad de neonatología. La medición precisa de la saturación de oxígeno en los recién nacidos desempeña un papel fundamental en la detección temprana de posibles anomalías congénitas y en la garantía de una intervención oportuna [14].

Con el objetivo de aclarar las dudas sobre la ubicación del sensor para medir la saturación de oxígeno en recién nacidos, se llevó a cabo un estudio en 1991 por Dimich, I., Singh, P. et al. El estudio buscaba examinar la diferencia en la oxigenación arterial (SpO₂) entre la mano derecha y el tendón de Aquiles derecho. Se colocaron sensores de oximetría de pulso en ambos lugares y se realizaron mediciones de SpO₂ a los 1, 5 y 10 minutos, así como a las 24 horas después del parto. Los resultados revelaron que inicialmente la SpO₂ era más alta en la mano derecha que en las extremidades inferiores, pero estas diferencias disminuyeron y prácticamente desaparecieron

después de 24 horas [15].

Harris y Al. realizaron un estudio para evaluar la SpO₂ en recién nacidos, dividiéndolos en dos grupos según su modo de nacimiento: vaginal o por cesárea. Las mediciones se tomaron en intervalos de tiempo de uno a siete minutos utilizando el sensor de oximetría de pulso Nellcor N-15 colocado en el tendón de Aquiles. Los resultados de este estudio demostraron que ambos grupos presentaban valores normales de SpO₂ después del quinto minuto. [16].

En 2017, Vikramsingh R. Parihar et al. llevaron a cabo un estudio en el cual desarrollaron un sistema de monitoreo de temperatura y frecuencia cardíaca utilizando Arduino para pacientes remotos. Sin embargo, no se realizaron mediciones de los parámetros de la saturación de oxígeno en este trabajo [17]. En 2018, Lanny Agustine et al. llevaron a cabo un estudio en el cual desarrollaron un dispositivo de monitoreo de frecuencia cardíaca específicamente diseñado para detectar arritmias. Este dispositivo utilizó un sensor de oxímetro de pulso programado en la plataforma Android. [18].

En 2019, Alexander Guber et al. llevaron a cabo un estudio en el cual desarrollaron un oxímetro de pulso con un sensor de muñeca, diseñado específicamente para el monitoreo prolongado de pacientes. A diferencia del sistema anterior, este dispositivo permitió calcular tanto la frecuencia cardíaca (BPM) como la saturación de oxígeno (SpO₂) del paciente [19].

En 2021, Nugraha, P. C., Mak'ruf, M. R., Luthfiah, S., y Caesarendra, W. llevaron a cabo un estudio científico con el objetivo de diseñar un sistema de equipos para monitorizar de forma continua la saturación de oxígeno en recién nacidos. En este estudio, se utilizó una herramienta de monitorización específica para realizar un seguimiento simultáneo de dos bebés prematuros colocados en incubadoras, utilizando un sensor Neonatal Fingertip. Este sistema permitió la visualización de los valores y señales de saturación de oxígeno (SpO₂). La comunicación entre estos dispositivos de monitorización y el ordenador de visualización se realizó de forma inalámbrica mediante el módulo

Bluetooth HC-05, que se encargó de transmitir los datos a la sala de enfermería [20].

En la actualidad, los microcontroladores son ampliamente accesibles en el mercado a un costo asequible, y su programación requiere menos esfuerzo para automatizar los sistemas. Estos dispositivos se utilizan comúnmente en diversas aplicaciones biomédicas y similares debido a su tamaño compacto, portabilidad, bajo consumo de energía que permite una buena autonomía de la batería, y su alta capacidad de rendimiento [21]. Mediante el uso de circuitos de interfaz analógicos, sensores, electrodos, amplificadores, muestreadores y filtros, estos microcontroladores son capaces de adquirir señales de baja amplitud provenientes de una región específica del cuerpo humano y transmitir las al puerto de salida del dispositivo en un formato adecuado [22].

Un ejemplo de un sistema moderna para monitorear la saturación de oxígeno y la frecuencia cardíaca en el hogar es el monitor de sueño de la empresa VIATOM diseñado para el monitoreo del sueño para niños de 0 a 3 años. Este dispositivo como ilustrado en la figura 1, mide la saturación de oxígeno, la frecuencia cardíaca, los sonidos de llanto del bebé y envía las notificaciones audibles de lecturas anormales por una estación base separada y lo envía también al teléfono móvil de mamá, pero este sistema monitorea un bebé y no se puede conectar varios niños [23].



Fig. 1. Pulsioxímetro Viatom [23].

En 2020, la empresa Masimo anunció el lanzamiento completo de Masimo SafetyNet, una solución completa de gestión remota de pacientes diseñada para respaldar los esfuerzos de respuesta a la COVID-19. Este sistema seguro de telemedicina combina la oximetría de pulso inalámbrica con una plataforma integrada para la recopilación de datos, la monitorización de pacientes y la gestión de la atención a distancia. Sin embargo, cabe destacar que este sistema está principalmente dirigido a pacientes adultos, como se muestra en la figura 2. Además, es importante señalar que el alto costo de esta tecnología puede dificultar su acceso para los hospitales de bajos recursos económicos.



Fig. 2. Sistema de comunicación Masimo SafetyNet [24].

Masimo SafetyNet es un sistema de vigilancia y monitoreo remoto que se utiliza en entornos hospitalarios para mejorar la seguridad y la calidad de la atención al paciente. El sistema utiliza tecnología inalámbrica y dispositivos de monitoreo de Masimo para transmitir datos de los pacientes a una estación central de monitoreo en tiempo real, donde el personal de enfermería y los médicos pueden monitorear la condición del paciente de forma continua y tomar medidas preventivas en caso de una emergencia, como ilustración se muestra en la figura 3.

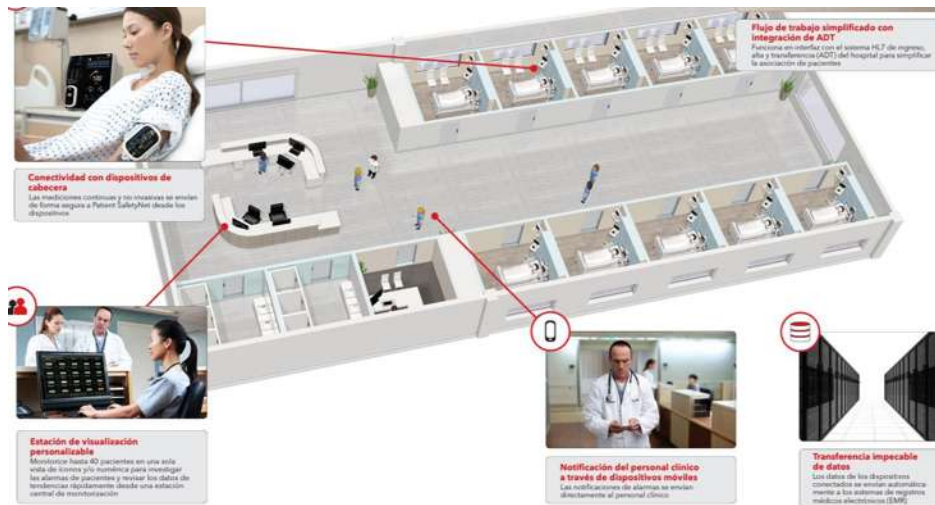


Fig. 3. Sistema de monitorización remota de pacientes y notificación al personal clínico [24].

1.2. Planteamiento del Problema

En las unidades de cuidados intensivos neonatales, las enfermeras encargadas de la vigilancia deben realizar visitas frecuentes para monitorear la saturación de oxígeno, la frecuencia cardíaca, la temperatura y la tasa de humedad relativa de cada bebé en las incubadoras. Este proceso puede ser ineficiente y limitar la capacidad de atención adecuada a todos los pacientes.

Además, los sistemas de monitorización remota de pacientes existentes en la actualidad presentan un alto costo, lo que dificulta que los hospitales con recursos limitados puedan adquirirlos. Además, estos sistemas no se centran en monitorear las condiciones ambientales de las incubadoras cuando se tiene a recién nacidos bajo observación. Un ejemplo de esto es el estudio realizado por Nugraha, P.C. et al. en 2021, que se enfocó en medir a distancia la saturación de oxígeno en los recién nacidos en las incubadoras, sin tener en cuenta el control de la temperatura y la humedad de las mismas.

El propósito del presente estudio radica en el diseño e implementación de un sistema de monitoreo remoto en tiempo real, cuyo objetivo primordial consiste en mejorar la

prestación de atención médica en las unidades neonatales. Para ello, se llevará a cabo la medición de la saturación de oxígeno en sangre y la frecuencia cardíaca en recién nacidos, así como el monitoreo continuo de la temperatura y humedad relativa en las incubadoras neonatales.

La aplicación de tecnologías de sensores, microcontroladores y sistemas de comunicación inalámbrica, será clave para el desarrollo de este sistema. Su implementación posibilitará una mejora significativa en la atención proporcionada a los neonatos, al tiempo que se persigue optimizar la eficiencia del monitoreo y elevar la calidad de atención médica brindada.

1.3. Objetivos

Los objetivos de este trabajo de tesis son los siguientes:

1.3.1. Objetivo General

Diseñar e implementar un sistema de medición para monitorear a distancia los parámetros vitales como saturación de oxígeno, frecuencia cardíaca en neonatos y también los parámetros ambientales de una incubadora como la temperatura y la humedad en un solo equipo.

1.3.2. Objetivos Particulares

- Estudiar el fenómeno óptico que permite llevar a cabo el monitoreo de la pulsioximetría.
- Instrumentar un sensor de oximetría para la lectura de la hemoglobina (saturación de oxígeno y frecuencia cardíaca).
- Instrumentar un sensor para monitorear las condiciones ambientales

(temperatura y humedad).

- Uso y programación de un microcontrolador de bajo costo para la adquisición, tratamiento y envío de las variables físicas medidas, a un servidor de base de datos.
- Uso de la tecnología IOT (Internet Of Things) para la lectura remota de los parámetros vitales.
- Crear un prototipo de 2 dispositivos, para la medición de variables.
- Visualizar y analizar la saturación en oxígeno, la frecuencia cardiaca, la temperatura y la humedad a distancia utilizando herramientas de análisis de datos y software de visualización.

1.4. Justificación

La presente tesis se enfoca en el diseño y desarrollo de un sistema de monitoreo eficiente para neonatos que requieren atención en incubadora debido a condiciones como la falta de maduración pulmonar. El objetivo principal del proyecto es mejorar el proceso de monitoreo de estos neonatos al captar información relevante, como la saturación de oxígeno y la frecuencia cardíaca, así como también las condiciones ambientales de las incubadoras, mediante la medición de la temperatura ambiente y la humedad relativa. Esta información será presentada de manera clara y accesible a través de una interfaz de usuario en una computadora. La implementación de este sistema tiene como finalidad facilitar el trabajo de los profesionales de la salud, optimizar la calidad de la atención brindada y mejorar los resultados de salud para los neonatos en esta situación vulnerable.

Por lo tanto, es importante utilizar herramientas de monitoreo adecuadas, como el oxímetro, para detectar y tratar cualquier problema de manera oportuna. Cabe señalar que los recién nacidos son seguros cuando se les coloca en un ambiente adecuado; por eso los bebés prematuros son colocados en una incubadora. La temperatura y la humedad son parámetros importantes que se vigilan de cerca en la incubadora de un bebé prematuro para asegurar un ambiente estable y cómodo para el bebé.

La temperatura se mantiene constante y se vigila constantemente porque los bebés nacen antes de que su sistema de regulación de temperatura esté completamente desarrollado, y tienen una mayor superficie corporal en comparación con su peso que los bebés nacidos a término, lo que significa que pierden calor más rápidamente.

Si la temperatura en la incubadora es demasiado baja, el bebé corre el riesgo de desarrollar hipotermia, lo que puede provocar problemas respiratorios, disminución del azúcar en la sangre e infecciones. Si la temperatura es demasiado alta, el bebé corre el riesgo de desarrollar hipertermia, lo que también puede provocar problemas de salud graves.

La humedad también se vigila constantemente porque es importante para mantener la piel del bebé hidratada y suave. Los bebés prematuros tienen una piel muy fina y delicada que se irrita y se seca fácilmente. Si la humedad en la incubadora es demasiado baja, la piel del bebé puede secarse y agrietarse, lo que puede provocar infecciones y pérdida de calor corporal. Si la humedad es demasiado alta, el bebé corre el riesgo de desarrollar maceración de la piel, lo que también puede provocar infecciones. Al vigilar constantemente la temperatura y la humedad en la incubadora de un bebé prematuro, los profesionales de la salud pueden ajustar los parámetros para mantener un ambiente óptimo para el crecimiento y desarrollo del bebé [25].

Dada la conexión que existe entre la calidad de la respiración y los parámetros ambientales del entorno de la incubadora, el instrumento desarrollado en esta tesis ofrece la lectura de estos cuatro datos (saturación de oxígeno y frecuencia cardíaca del bebé, así como la temperatura y la humedad nivel de la incubadora) en el mismo instrumento de medición, lo que no es el caso de los oxímetro vendidos en el mercado.

Además, la sala de los bebés prematuros se mantiene cerrada para minimizar la exposición a los factores ambientales externos y proporcionar un ambiente más controlado para los neonatos. Los bebés prematuros tienen un sistema inmunológico inmaduro y son más vulnerables a las infecciones y enfermedades. Además, pueden

tener dificultades para mantener una temperatura corporal adecuada debido a su bajo peso y falta de grasa corporal.

Por lo tanto, es importante que se respeten las medidas de seguridad y que se restrinja el acceso a la sala de los bebés prematuros para garantizar que los neonatos reciban el cuidado adecuado y se mantengan lo más sanos y seguros posibles [26]. Es así como la lectura remota de parámetros vitales de la red de los oxímetro es un factor muy importante incluido en esta tesis.

El uso de la tecnología de Internet de las cosas (IoT, por sus siglas en inglés) en esta tesis ofrece varios beneficios potenciales, incluyendo:

1. **Monitoreo a distancia:** Con el sistema de los oxímetros conectados a Blynk, es posible monitorear los diferentes parámetros de este modelo de oxímetro a distancia sin necesidad de estar físicamente presente. Esto puede ser especialmente útil en el caso de pacientes con enfermedades crónicas o que requieren una vigilancia constante, como aquellos con trastornos respiratorios o enfermedades cardíacas.
2. **Acceso en tiempo real a los datos:** El sistema de los oxímetros conectados a Blynk permite recopilar y transmitir en tiempo real los datos de saturación de oxígeno en sangre, así como otros parámetros como la frecuencia cardíaca. Esto permite a los profesionales de la salud acceder a datos actualizados y tomar decisiones informadas sobre el cuidado en tiempo real, lo que puede contribuir a mejorar la calidad de la atención.
3. **Alertas en caso de anomalías:** Los oxímetros conectados pueden configurarse para enviar alertas automáticas en caso de anomalías, como una disminución peligrosa en la saturación de oxígeno en sangre. Esto permite identificar rápidamente situaciones de emergencia e intervenir de manera oportuna para brindar cuidados apropiados.
4. **Gestión de datos:** Los oxímetros conectados pueden almacenar y gestionar datos de manera centralizada, lo que facilita su seguimiento y análisis. Esto puede ser especialmente beneficioso para los profesionales de la salud que supervisan a

varios pacientes y necesitan un acceso fácil a los datos de todos sus pacientes.

1.5. Organización de la tesis

En el capítulo II se habla del marco teórico de la pulsioximetría, en este capítulo también se trata de la fisiología del cuerpo humano en su parte responsable de la adquisición y distribución de oxígeno en el cuerpo humano. Para dominar adecuadamente el desarrollo de un oxímetro y su funcionamiento, también se trata de comprender el comportamiento óptico de los tejidos del cuerpo, por lo tanto, se hace un análisis del fenómeno electromagnético que ocurre durante el cruce de luz de dos tipos de longitud de onda, entre ellas el uno a 660nm y el otro a 880nm en tejido se fijan en este capítulo.

En el capítulo III se dedica la descripción del desarrollo del prototipo. Se analizan los componentes del prototipo tanto en su parte hardware mediante la elección de los sensores para las mediciones de la saturación de oxígeno, la frecuencia cardíaca, la temperatura y la humedad ambiental, y el microcontrolador en su parte de software basándose esencialmente en la programación del mismo y la configuración del sistema de visualización remota.

El capítulo IV está dedicado a las pruebas de medición de los parámetros de saturación de oxígeno y frecuencia cardíaca, como indicadores vitales, así como de la temperatura y humedad relativa del lugar donde se toman estas mediciones. A continuación, la transmisión a distancia de estas informaciones hacia la computadora y el celular de visualización.

Finalmente, en el capítulo V se presenta la discusión de resultados y las conclusiones principales del trabajo realizado. Los trabajos y estudios futuros que puedan surgir de este trabajo científico también son discutidos.

CAPITULO 2: MARCO TEORICO

2.1. Sistema Circulatorio del Cuerpo Humano

El sistema circulatorio del cuerpo humano, también conocido como sistema cardiovascular, es responsable de transportar la sangre, los nutrientes, el oxígeno, las hormonas y otras sustancias esenciales a través del cuerpo. El sistema circulatorio como se muestra en la figura 4 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.

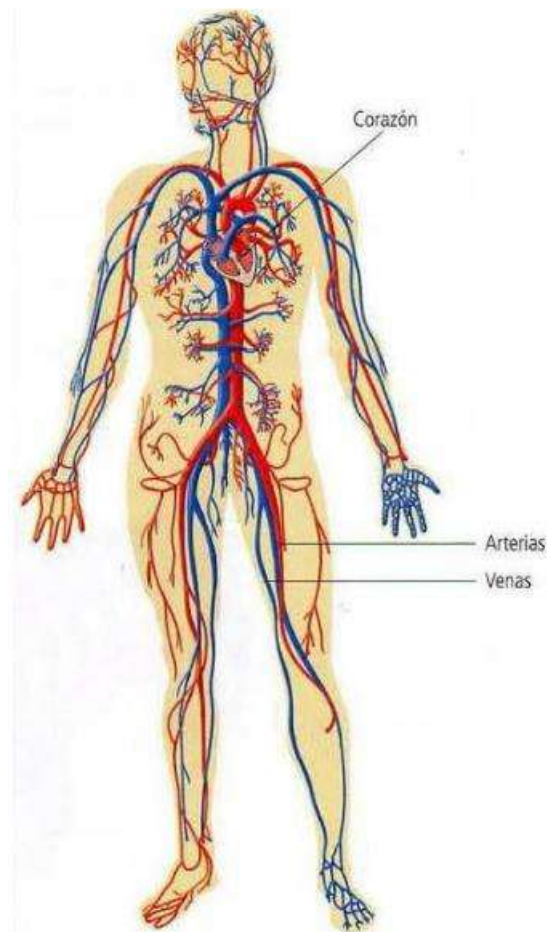


Fig. 4. Aparato circulatorio [27].

2.1.1. Corazón

El corazón es un órgano muscular hueco ubicado en la cavidad torácica. Actúa como una bomba poderosa que impulsa la sangre a través de los vasos sanguíneos. Se divide en cuatro cavidades: las dos aurículas (aurícula derecha y aurícula izquierda) y los dos ventrículos (ventrículo derecho y ventrículo izquierdo). Las aurículas reciben la sangre desoxigenada (pobre en oxígeno), mientras que los ventrículos la bombean hacia los pulmones y el resto del cuerpo.

La figura 5 muestra las cuatro cámaras del corazón y la dirección del flujo de sangre por el corazón. La sangre con bajo contenido de oxígeno, que se muestra en azul morado, fluye al corazón y es bombeada hacia los pulmones. Luego, la sangre con alto contenido de oxígeno, es bombeada hacia el resto del cuerpo, con la ayuda de las válvulas cardíacas.

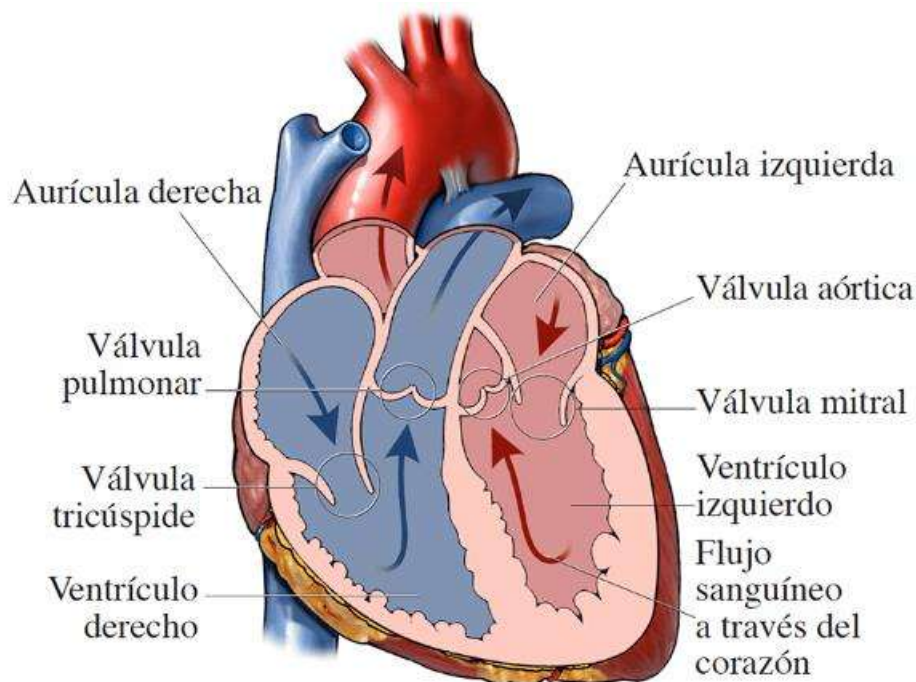


Fig. 5. Estructura del corazón [27].

Las válvulas del corazón controlan el flujo de sangre para que se mueva en la dirección

correcta. Las válvulas impiden que la sangre fluya hacia atrás.

El corazón tiene cuatro válvulas.

- La **válvula tricúspide** separa la aurícula derecha y el ventrículo derecho.
- La **válvula mitral** separa la aurícula izquierda y el ventrículo izquierdo.
- La **válvula pulmonar** separa el ventrículo derecho y la arteria pulmonar.
- La **válvula aórtica** separa el ventrículo izquierdo y la aorta.

El ciclo de trabajo del corazón tiene dos fases: La sístole y la diástole que se refieren a la contracción y relajación del corazón.

La sístole es la fase de contracción del corazón. Durante la sístole ventricular, los ventrículos se contraen para expulsar la sangre hacia las arterias. En la sístole auricular, las aurículas se contraen para enviar la sangre hacia los ventrículos. Durante la sístole, las válvulas auriculoventriculares (la válvula mitral y la válvula tricúspide) se cierran para evitar el reflujo de sangre hacia las aurículas, mientras que las válvulas semilunares (la válvula aórtica y la válvula pulmonar) se abren para permitir el paso de la sangre fuera de los ventrículos hacia las arterias.

La diástole es la fase de relajación del corazón. Durante la diástole ventricular, los ventrículos se relajan y se llenan de sangre proveniente de las aurículas. En la diástole auricular, las aurículas se relajan y se llenan de sangre proveniente de las venas. Durante la diástole, las válvulas auriculoventriculares se abren para permitir el flujo de sangre desde las aurículas hacia los ventrículos, mientras que las válvulas semilunares se cierran para evitar el reflujo de sangre desde las arterias hacia los ventrículos.

El pulso arterial es la onda pulsátil de la sangre originada en la contracción del ventrículo izquierdo, finaliza con la expansión y contracción de las arterias. Este signo proporciona información sobre el funcionamiento de la válvula aórtica. La velocidad de pulso por lo general corresponde a la frecuencia cardíaca [28].

La frecuencia cardíaca se define como el número de veces que el corazón late en un

minuto. También se conoce como pulso. La frecuencia cardíaca es un indicador importante de la actividad y el rendimiento del corazón. La frecuencia cardíaca puede variar según diferentes factores, como la edad, el nivel de actividad física, las emociones, la temperatura corporal y el estado de salud general. En reposo, la frecuencia cardíaca suele ser más baja, y aumenta durante la actividad física, el estrés o la excitación.

Por comodidad se expresa siempre en contracciones por minuto, ya que cuando nos tomamos el pulso lo que notamos es la contracción del corazón (sístole), es decir cuando expulsa la sangre hacia el resto del cuerpo. La frecuencia cardíaca tiene como valores normales entre 60 y 100 latidos por minuto, una frecuencia cardíaca fuera de ese rango se considera como arritmia o trastorno del ritmo cardiaco. Una frecuencia cardíaca menor a 60 latidos por minuto se conoce como bradicardia y una frecuencia cardíaca mayor a 100 se considera taquicardia [29]. En la Tabla 2 se muestran los rangos de pulsos por minuto de acuerdo a la edad del paciente

Tabla 2. Valores normales de frecuencia cardíaca en reposo [29].

Recién nacido	(0 a 1 mes)	70 a 190 BPM
Bebes	1 a 11 meses	80 a 160 BPM
	1 a 2 años	80 a 130 BPM
Niños	3 a 4 años	80 a 120 BPM
	5 a 6 años	75 a 115 BPM
	7 a 9 años	70 a 110 BPM
	10 años o mas	60 a 100 BPM

2.1.2. Vasos Sanguíneos

Los vasos sanguíneos son los conductos que transportan la sangre por todo el cuerpo. Incluyen las arterias, las venas y los capilares.

- **Arterias**– son los vasos sanguíneos más grandes y gruesos siendo responsables de llevar la sangre oxigenada desde el corazón hasta cada célula del organismo. La arteria más grande el cuerpo se llama aorta y se origina directamente en el

corazón dando ramas cada vez más pequeñas hasta llegar a las que se conocen como arteriolas. A partir de allí continúan las ramificaciones hasta llegar a los delgados capilares.

- **Capilares**– son los vasos sanguíneos más delgados y es allí donde ocurre el intercambio de oxígeno y dióxido de carbono. Los capilares son tal delgados que los glóbulos rojos pueden pasar a través de ellos uno a la vez por lo que viajan formando una fila.
- **Venas**– son similares a las arterias, pero su responsabilidad es llevar sangre desoxigenada del cuerpo hacia el corazón. Además, en estas la presión es menor, por lo que su estructura es menos fuerte. Las venas más pequeñas llamadas **vénulas** reciben la sangre de los capilares una vez que ha ocurrido el intercambio oxígeno/dióxido de carbono. Las vénulas se unen entre sí para formar venas más grandes las cuales a su vez se vuelven a unir hasta formar la vena más grande del cuerpo conocida como vena cava la cual es la responsable de llevar la sangre de vuelta al corazón. La figura 6 explica el proceso de circulación de sangre en los vasos sanguíneos.

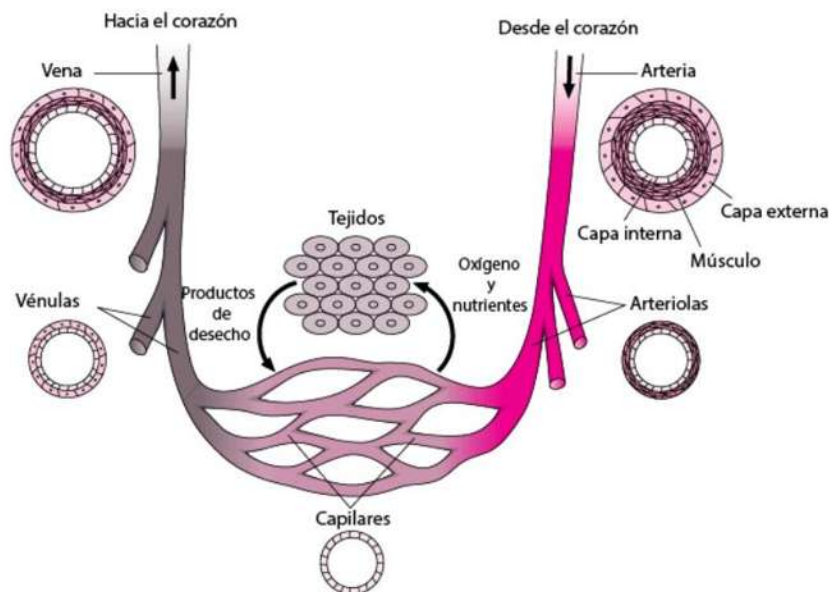


Fig. 6. Vasos sanguíneos del cuerpo [30].

2.1.3. Sangre

La sangre es un líquido que fluye a lo largo del cuerpo dentro de los vasos sanguíneos. La sangre es imprescindible para la vida, porque transporta oxígeno y nutrientes a los órganos y los tejidos, y ayuda a eliminar los desechos. Además, la sangre ayuda a combatir las infecciones y sanar de las lesiones [31].

Los componentes de la sangre permiten que el organismo funcione tal y como lo conocemos: como un sistema de engranajes sincronizado. Cuando el corazón late, impulsa la sangre por una amplia red de vasos en forma de tubos que se ramifican por todo el cuerpo.

2.1.3.1. Funciones de la Sangre

Las funciones principales de la sangre son:

- **Transporta:** La sangre es la principal responsable del transporte de nutrientes y materiales importantes a lo largo de nuestro cuerpo. En primer lugar, la sangre toma el oxígeno procesado por los pulmones para transportarlo a todas las células del cuerpo y después, recoge el dióxido de carbono de todos los tejidos y células y lo devuelve a los pulmones.
- **Regula:** La sangre también es un regulador de muchos factores del cuerpo. Supervisa la temperatura del cuerpo y la mantiene a un nivel que es tolerado con facilidad. Es responsable de controlar la concentración de iones de hidrógeno en el cuerpo, conocido como el equilibrio pH. La administración de los niveles de agua y sal requeridos por cada célula del cuerpo también se encuentran bajo los deberes de regulación de la sangre. Además, se encarga de regular la presión sanguínea, restringiéndola bajo un rango normal.

- Protege: La sangre tiene la importante tarea de proteger al cuerpo del trato de las infecciones y las enfermedades causadas por las bacterias. Los glóbulos blancos de la sangre son responsables de salvaguardar a los diferentes órganos del cuerpo, produciendo anticuerpos y proteínas capaces de luchar y matar a los gérmenes y virus que puedan causar serios daños en las células corporales [30].

2.1.3.2. Composición de la Sangre

La sangre consta de distintas partes o componentes, que son: los glóbulos rojos, los glóbulos blancos, las plaquetas y el plasma.

- Los glóbulos rojos (llamados también “eritrocitos” o “hematíes”) son células que transportan oxígeno por todo el cuerpo. Cada glóbulo rojo vive aproximadamente cuatro meses. Los glóbulos rojos contienen una proteína llamada hemoglobina, la cual les permite recoger el oxígeno de los pulmones. El cuerpo necesita hierro para producir hemoglobina.
- Los glóbulos blancos (llamados también “leucocitos”) son células que forman parte del sistema inmunitario del cuerpo, y ayudan a combatir las infecciones y las enfermedades. Hay distintos tipos de glóbulos blancos: neutrófilos, linfocitos, monocitos, eosinófilos y basófilos. Según el tipo de célula, los glóbulos blancos viven durante varios días, meses o años.
- Las plaquetas (llamadas también “trombocitos”) son células que ayudan a coagular la sangre. Tras una cortada o magulladura, las plaquetas se adhieren entre sí para formar un coágulo o “tapón” que ayuda a controlar el sangrado, impidiendo que el cuerpo pierda demasiada sangre. Las plaquetas viven en el cuerpo entre 7 y 10 días.
- El plasma es la parte líquida de la sangre. Este líquido transporta los distintos tipos de células de la sangre a todas las partes del cuerpo; además, el plasma transporta unas proteínas llamadas “factores de coagulación” que ayudan a las plaquetas a formar coágulos.

La hemoglobina es una proteína globular, que está presente en las altas concentraciones en los glóbulos rojos y se encarga del transporte de oxígeno del aparato respiratorio hacia los tejidos periféricos y del transporte de dióxido de carbono en el proceso de la respiración celular. Se sabe que por cada litro de sangre hay 150 gramos de hemoglobina, y que cada gramo de hemoglobina disuelve 1.34 ml de oxígeno, en total se transportan 200 ml de oxígeno por litro de sangre. Esto es 87 veces más de lo que el plasma solo podría transportar.

Sin un transportador de oxígeno como la hemoglobina, la sangre tendría que circular 87 veces más rápido para satisfacer las necesidades corporales [32]. La figura 7 explica la relación entre la sangre, la hemoglobina y el oxígeno.

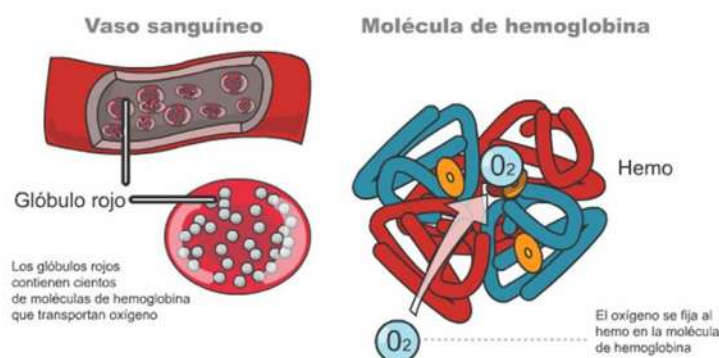


Fig. 7. Vaso sanguíneo y sus componentes [33].

Los eritrocitos, también llamados glóbulos rojos o hematíes, son discos bicóncavos que, en los mamíferos, pierden su núcleo antes de pasar a la circulación. Su vida media en la sangre es de aproximadamente 120 días. En promedio, se cuentan alrededor de 4,5 millones de eritrocitos por microlitro o milímetro cúbico (mm³) de sangre en la mujer y 5,5 millones en el varón.

Los eritrocitos contienen la hemoglobina, un pigmento rojo encargado del transporte de oxígeno, y en menor medida de dióxido de carbono, en la sangre. La hemoglobina es una proteína conjugada formada por cuatro cadenas polipeptídicas de globina, cada una

de las cuales está unida a un grupo químico denominada hemo (el grupo prostético o no proteico de la proteína). En el centro del grupo hemo hay un átomo de hierro, donde se enlaza la molécula de oxígeno [34].

2.2. Oxigenación de la Sangre

2.2.1. Respiración

El aparato respiratorio, también conocido como sistema respiratorio, es el conjunto de órganos y estructuras que permiten la entrada de oxígeno al cuerpo y la eliminación del dióxido de carbono, que es un producto de desecho del metabolismo celular. El sistema respiratorio consta de las vías respiratorias superiores e inferiores, así como de los pulmones.

La función primordial del aparato respiratorio es poner en contacto el aire atmosférico con la sangre para que tenga lugar el intercambio gaseoso, el equilibrio ácido-base, la fonación, la defensa contra agentes nocivos del medio ambiente como algunas funciones metabólicas [35].

La respiración se define como el proceso mediante el cual los organismos toman el oxígeno del ambiente y eliminan dióxido de carbono generado durante el metabolismo celular. En los seres humanos, la respiración implica la inhalación de aire rico en oxígeno a través de los pulmones, donde se realiza el intercambio gaseoso en los alvéolos pulmonares. Durante este intercambio, el oxígeno se difunde hacia la sangre, mientras que el dióxido de carbono, producto de desecho, se libera desde la sangre hacia los alvéolos y luego se exhala al ambiente.

La respiración también implica la entrega de oxígeno a las células del cuerpo a través de la circulación sanguínea y la eliminación del dióxido de carbono generado por el metabolismo celular. Este proceso ocurre a nivel celular mediante la respiración

celular, en la cual el oxígeno se utiliza para descomponer las moléculas de glucosa y producir energía utilizable por las células.

2.2.2. Proceso de Oxigenación de la Sangre e Intercambio Gaseoso

2.2.2.1. Proceso de Oxigenación de la Sangre

La sangre desoxigenada proveniente de la circulación sistémica retorna al atrio derecho a través de las venas cavas superior e inferior. El seno coronario, vía de retorno de la circulación cardiaca, también desemboca en el atrio derecho. La sangre en el atrio derecho fluye hacia el ventrículo derecho a través de la valva atrioventricular derecha (también llamada tricúspide) durante la diástole.

Durante la sístole, el ventrículo derecho se contrae, dirigiendo la sangre hacia el cono arterioso, ubicado en la base del tronco pulmonar. La contracción del ventrículo provoca el cierre de la valva tricúspide, previniendo el retorno de la sangre hacia el atrio derecho. Entre el cono arterioso y el tronco pulmonar hay otra valva, llamada valva pulmonar. En la diástole, esta se cierra para evitar el retorno de sangre hacia el ventrículo derecho.

El tronco pulmonar se divide en una arteria pulmonar derecha y una arteria pulmonar izquierda, cada una de las cuales entrega sangre al pulmón respectivo, llevando la sangre desoxigenada hasta los capilares de cada pulmón, donde es oxigenada. Esta sangre recién oxigenada es recogida por las venas pulmonares y la devuelven al atrio izquierdo del corazón, donde finaliza la circulación pulmonar justo antes de pasar al ventrículo izquierdo [27].

En la figura 8, se muestra que cada molécula de hemoglobina está compuesta por cuatro cadenas de polipéptidos y cuatro moléculas de pigmento orgánico con forma de disco llamadas Hemes. En el centro de cada grupo Heme, hay un átomo de hierro el cual puede combinar con una molécula de oxígeno [36].

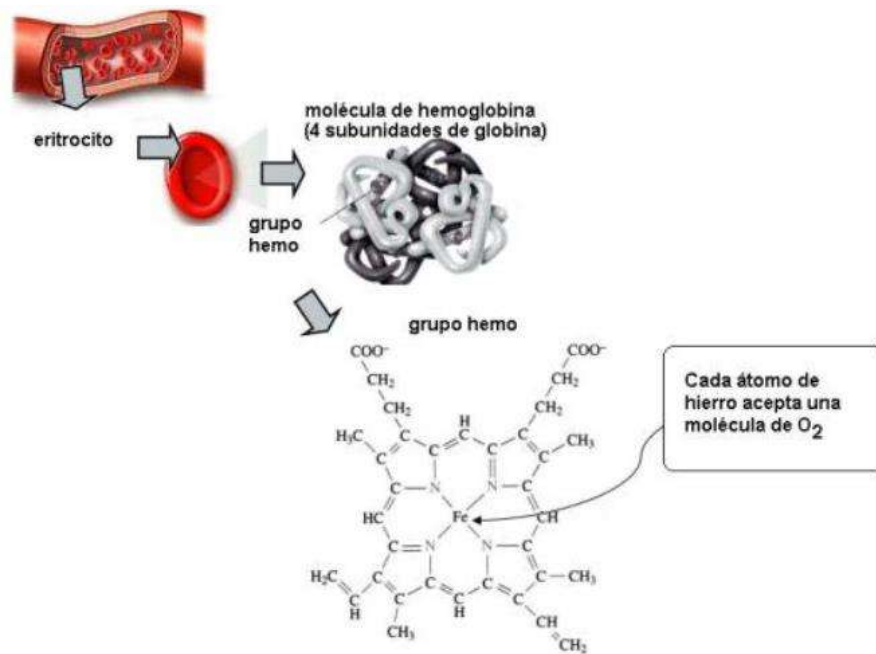


Fig. 8. Composición del glóbulo rojo [34]

En el contexto de la química la molécula de hemoglobina contiene grupos hemo, que consisten en un anillo de porfirina que contiene un átomo de hierro en su centro. Este átomo de hierro tiene la capacidad de unirse reversiblemente a una molécula de oxígeno. El proceso se conoce como unión del oxígeno al grupo hemo.

La unión del oxígeno a la hemoglobina sigue un mecanismo llamado cooperatividad alostérica. En condiciones normales, la hemoglobina se encuentra en su forma desoxigenada o desoxi. Cuando el oxígeno se encuentra en los pulmones, donde la concentración de oxígeno es alta, el oxígeno se une a una subunidad de la hemoglobina, lo que induce un cambio conformacional en la proteína. Este cambio conformacional facilita la unión del oxígeno a otras subunidades de la hemoglobina, lo que permite una mayor capacidad de transporte de oxígeno.

El hierro en el centro del grupo hemo tiene la capacidad de unirse al oxígeno debido a su alta afinidad por el mismo. El oxígeno se coordina con el hierro en una unión por coordinación, en la cual el oxígeno actúa como un ligando y se une al hierro.

Es importante destacar que la unión del oxígeno al hierro en la hemoglobina es un proceso reversible. En los tejidos, donde la concentración de oxígeno es baja, el oxígeno se libera de la hemoglobina y se entrega a las células para su utilización en los procesos metabólicos [34].

2.2.2.2. Proceso de Transferencia de Oxígeno O₂ y Dióxido de Carbono CO₂

El aire viaja desde las fosas nasales hacia la faringe, que es una estructura en forma de tubo que conecta la cavidad nasal con la laringe. La laringe contiene las cuerdas vocales y juega un papel en la producción de sonidos y el habla.

Las vías respiratorias inferiores incluyen la tráquea, los bronquios y los pulmones. La tráquea es un tubo flexible y resistente que se ramifica en dos bronquios principales, uno para cada pulmón. Los bronquios se subdividen en bronquiolos más pequeños, que a su vez se ramifican en estructuras diminutas llamadas **alvéolos**.

Los alvéolos son pequeñas bolsas de aire rodeadas por una red de capilares sanguíneos, donde tiene lugar el intercambio gaseoso entre el oxígeno y el dióxido de carbono en el sistema respiratorio. El oxígeno entra en la sangre a través de vasos sanguíneos muy pequeños que se encuentran alrededor de los alvéolos. Los glóbulos rojos recogen el oxígeno y lo transportan a todas las células del cuerpo como se muestra en la figura 9.

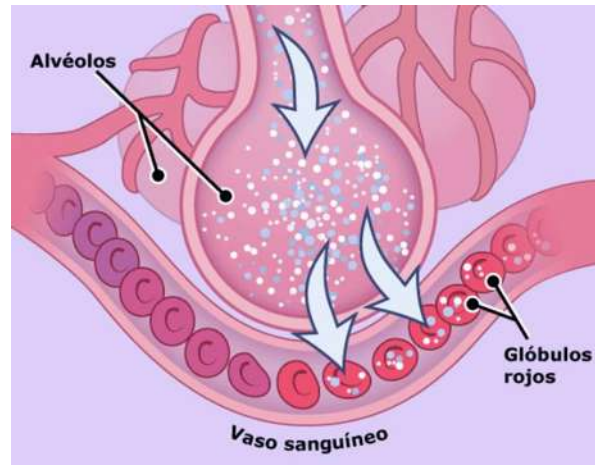


Fig. 9. Transferencia del oxígeno y dióxido de carbono en los glóbulos rojos [37].

Cada unos pocos segundos, con cada inhalación, el aire llena una gran parte de los millones de alvéolos. En un proceso denominado "difusión", el oxígeno pasa de los alvéolos a la sangre a través de los capilares (pequeños vasos sanguíneos) que revisten las paredes alveolares. Una vez que el oxígeno pasa al torrente sanguíneo, la hemoglobina lo captura en los glóbulos rojos. Esta sangre rica en oxígeno fluye al corazón, que la bombea a través de las arterias hacia los tejidos del cuerpo que necesitan oxígeno.

En los pequeños capilares de los tejidos del cuerpo, el oxígeno se desprende de la hemoglobina y pasa a las células. El dióxido de carbono, producido por las células mientras cumplen su función, sale de las células y pasa a los capilares. Allí, la mayor parte del dióxido de carbono se disuelve en el plasma de la sangre. La sangre con un alto contenido de dióxido de carbono regresa al corazón a través de las venas. Desde el corazón, la sangre se bombea hacia los pulmones, donde el dióxido de carbono entra en los alvéolos para ser exhalado [37].

Los pulmones son los órganos principales del sistema respiratorio y se encuentran en la cavidad torácica, protegidos por las costillas. Están formados por millones de alvéolos que proporcionan una superficie amplia para el intercambio de gases.

Cuando inhalamos, los músculos respiratorios, como el diafragma y los músculos

intercostales, se contraen y expanden la cavidad torácica, permitiendo que el aire entre en los pulmones. Durante la exhalación, estos músculos se relajan y el aire rico en dióxido de carbono es expulsado de los pulmones.

Además de la función de intercambio gaseoso, el sistema respiratorio también desempeña un papel en la regulación del pH sanguíneo y la eliminación de ciertos desechos metabólicos a través de la exhalación. También está involucrado en la producción de sonidos y el sentido del olfato [38].

2.2.3. La Capacidad Pulmonar en la Respiración

La capacidad pulmonar se refiere a la cantidad máxima de aire que los pulmones pueden contener y la forma en que se puede medir. Existen diferentes medidas de la capacidad pulmonar que se utilizan para evaluar la función pulmonar de una persona. Estas medidas incluyen [39]:

- Volumen corriente (VC). Es el volumen de aire que normalmente entra en una inspiración o sale en una espiración. En los hombres es de 0,5 litros.
- Volumen de la reserva inspiratoria (VRI). Es el volumen de aire que entra de más en una inspiración forzada. En los hombres es de 3 litros.
- Volumen de la reserva espiratoria (VRE). Es el volumen de aire que sale de más en una espiración forzada. En los hombres es de 1 litro.
- Capacidad vital (CV). Es el volumen de aire que se puede espirar tras una inspiración forzada. Equivale a la suma de los tres anteriores volúmenes ($VC + VRI + VRE = CV$). En los hombres es de 4,5 litros.
- Volumen residual (VR). Es el volumen de aire que siempre queda en el interior de los pulmones. En los hombres es de 1,5 litros.
- Capacidad pulmonar total (CPT). Es la máxima cantidad de aire que pueden acoger los pulmones. En el hombre son 6 litros.

Gráficamente se muestra en la figura 10 este concepto de la capacidad pulmonar.

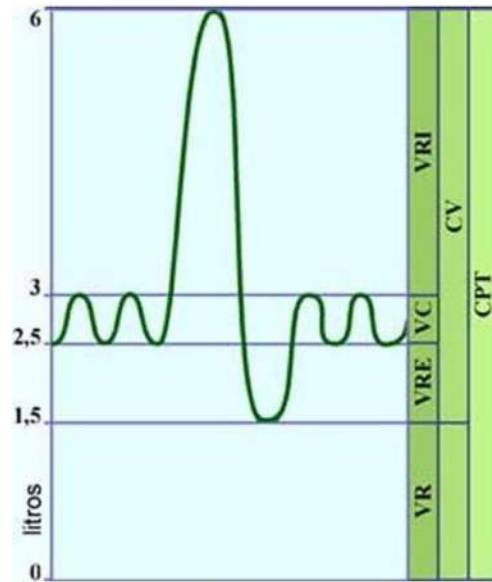


Fig. 10. Grafica de la capacidad pulmonar humana [39].

2.3. Parámetros Ópticos de Tejidos Biológicos

2.3.1 Espectro Electromagnético

El espectro electromagnético es el rango completo de todas las radiaciones electromagnéticas posibles. Está compuesto por diferentes tipos de radiación, clasificados según su longitud de onda o frecuencia. Incluye radiaciones que son tanto visibles como invisibles para el ojo humano.

El espectro electromagnético se extiende desde la radiación de menor longitud de onda, como los rayos gamma y los rayos X, pasando por la radiación ultravioleta, la luz visible y la radiación infrarroja, hasta las ondas electromagnéticas de mayor longitud de onda, como son las ondas de radio. La energía electromagnética en una particular longitud de onda λ (en el vacío) tiene una frecuencia f asociada y una energía de fotón E . Por tanto, el espectro electromagnético puede ser expresado igualmente en cualquiera de esos términos. Se relacionan por medio de la siguiente ecuación.

$$\lambda = \frac{c}{f}; E = hf \leftrightarrow \lambda = \frac{hc}{E}$$

donde C es la velocidad de la luz en el vacío (299 792 458 m/s); h es la constante de Planck (6.626069×10^{-34} Js). Por lo tanto, las ondas electromagnéticas de alta frecuencia tienen una longitud de onda corta y mucha energía mientras que las ondas de baja frecuencia tienen grandes longitudes de onda y poca energía. Por lo general, las radiaciones electromagnéticas se clasifican basándose en su longitud de onda en ondas de radio, microondas, infrarrojos, visible que percibimos como luz visible, ultravioleta, rayos X y rayos gamma.

El comportamiento de las radiaciones electromagnéticas depende de su longitud de onda. Cuando la radiación electromagnética interactúa con átomos y moléculas puntuales, su comportamiento también depende de la cantidad de energía por quantum que lleve. Al igual que las ondas de sonido, la radiación electromagnética puede dividirse en octavas. La espectroscopia puede detectar una región mucho más amplia del espectro electromagnético que el rango visible de 400 a 700 nm. Un espectrómetro de laboratorio común y corriente detecta longitudes de onda de 2 a 2500 nm [40].

2.3.1.1. Espectro Visible

La luz que vemos con nuestros ojos es realmente una parte muy pequeña del espectro electromagnético. La radiación electromagnética con una longitud de onda entre 380 nm y 760 nm (790-400 terahercios) es detectada por el ojo humano y se percibe como luz visible. Otras longitudes de onda, especialmente en el infrarrojo cercano (más de 760 nm) y ultravioleta (menor de 380 nm) también se refiere a veces como la luz, aun cuando la visibilidad a los seres humanos no es relevante [41]. La figura 11 muestra el espectro de luz perceptible por los ojos y la tabla 3 enseña la longitud de onda y la frecuencia de cada color.

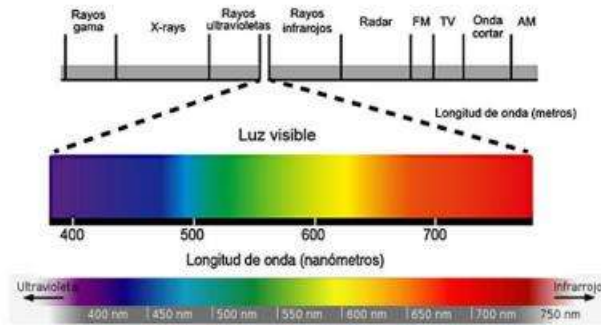


Fig. 11. Espectro visible de la luz [40].

Tabla 3. Valores aproximativos y de las longitudes de onda en el rango de colores [42].

color	Longitud de onda λ (nm)	Frecuencia ν (THz)
rojo	780-622	384-482
Naranja	622-597	482-503
Amarilla	597-577	503-520
Verde	577-492	520-610
Azul	492-455	610-659
Morado	455-390	659-769

2.3.1.2. Espectro Infrarrojo

Las ondas infrarrojas están en el rango de 0,7 a 100 micrómetros. La radiación infrarroja se asocia generalmente con el calor. Ellas son producidas por cuerpos que generan calor, aunque a veces pueden ser generadas por algunos diodos emisores de luz y algunos láseres [41].

Dentro del espectro electromagnético, la radiación infrarroja se encuentra comprendida entre el espectro de luz visible y las microondas. Tiene longitudes de onda mayores o más largas que el rojo. Los rayos infrarrojos, por lo tanto, constituyen una clase de radiación electromagnética con una longitud de onda que resulta superior a la longitud de onda de la luz visible (por lo tanto, tiene una frecuencia menor), aunque inferior a la longitud de onda de las microondas (la frecuencia de los rayos infrarrojos es superior a las microondas) [43].

Los rayos infrarrojos son clasificados, de acuerdo con su longitud de onda, de este modo se puede ver en la figura 12 y la tabla 4 muestra el rango de longitud de onda de cada tipo de infrarrojo:

Tabla 4. Clasificación de infrarrojo [42].

Tipo de infrarrojo	Longitud de onda λ (nm)
infrarrojo cercano	780-3000
infrarrojo medio	3000-6000
infrarrojo lejano	6000-15000
Infrarroja extrema	15000-1000000



Fig. 12. Espectro infrarrojo de la luz [43].

2.3.2. Coeficiente de Absorción

El coeficiente de absorción, también conocido como coeficiente de absorción molar o coeficiente de absorción específico, es una medida de la capacidad de un material para absorber radiación electromagnética en una determinada longitud de onda.

En el contexto de la espectroscopia, el coeficiente de absorción se utiliza para cuantificar la cantidad de luz absorbida por una muestra de sustancia en relación con su concentración y espesor. Indica la eficiencia con la que la muestra absorbe la radiación en una longitud de onda específica.

Un átomo puede reaccionar a la luz entrante de dos maneras diferentes, dependiendo de la frecuencia incidente o de manera equivalente de la energía del fotón entrante ($E = h\nu$). Generalmente, el átomo "difundirá" la luz, la redirigirá sin alterarla de otra manera. Por otro lado, si la energía del fotón coincide con la de uno de los estados excitados, el átomo absorberá la luz, dando un salto cuántico a ese nivel de energía superior.

Este proceso mundano (la absorción de un fotón y su conversión en energía térmica) alguna vez fue ampliamente conocido como "absorción", pero hoy en día esta palabra se usa con más frecuencia para referirse solo al aspecto de "absorción", independientemente de lo que luego suceda con la energía. Por lo tanto, ahora es mejor llamarlo absorción disipativa [42].

En modelo de Bohr el átomo consiste en un núcleo de carga positiva rodeado de electrones girando en órbitas circulares discretas con determinada energía, que llamaremos E_n , alrededor del núcleo como se muestra en la figura 13. Un electrón puede ser excitado de una órbita de baja a una de más alta energía mediante transferencia de energía [44].

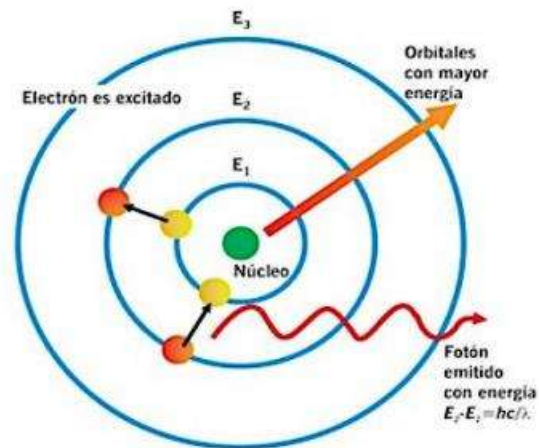


Fig. 13. Modelo de Bohr [44].

Si irradiamos entonces una muestra de un compuesto con un haz de radiación de frecuencia variable y medimos la intensidad de la radiación emergente en función de la frecuencia, obtenemos el espectro del compuesto [45]. Supongamos que un haz de radiación electromagnética atraviesa una muestra macroscópica de un compuesto en la dirección z, tal como se indica en la figura 22. Para fuentes de radiación poco intensas se observa experimentalmente que la intensidad de la radiación espectral $I(\nu)$ disminuye al cruzar la muestra de acuerdo con la ley,

$$\frac{dI(\nu)}{dz} = -\alpha(\nu) I(\nu) .$$

Integrando esta ecuación se obtiene

$$I(\nu) = I_{0(\nu)} e^{-\alpha(\nu)l} .$$

Esta ecuación constituye la denominada ley de Lambert-Beer mostrado en la figura 14. Donde $I_{0(\nu)}$ es la intensidad incidente y l es la longitud de la muestra que atraviesa la radiación. como vemos, para una frecuencia dada ν , la intensidad espectral disminuye exponencialmente con la distancia y esta distancia está controlada por el coeficiente de absorción $\alpha(\nu)$ [45].

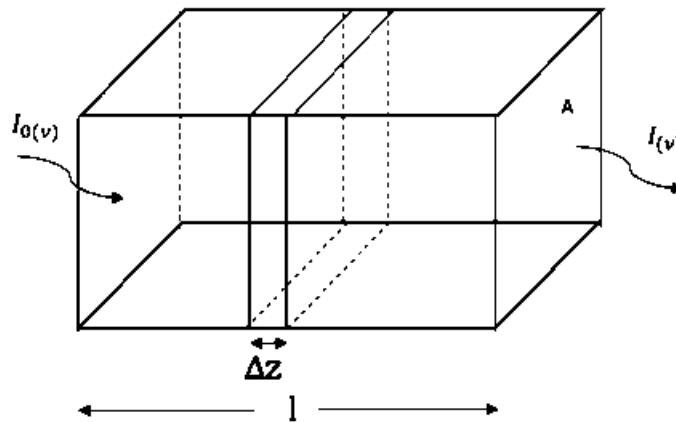


Fig. 14. Haz de radiación que atraviesa una muestra macroscópica de materia [45].

Para una luz con intensidad que pasa a través de una muestra que da como resultado la intensidad de la luz de salida, se puede usar para determinar la transmitancia T. Así la transmitancia T se define matemáticamente como:

$$T = \frac{I(\nu)}{I_0(\nu)},$$

y la absorbancia A por:

$$A = -\log(I(\nu)/I_0(\nu)).$$

La ley de absorbancia de Lambert-Beer se utiliza para comprender la absorbancia de la luz en una muestra que puede ser sangre, tejidos, orina o un dedo [46].

2.3.2.1. Parámetros Ópticos de la Piel

La piel es el aislamiento y protección del cuerpo frente a las agresiones externas: tóxicas, químicas, mecánicas, calor, frío, radiación ultravioleta y microorganismos patógenos [47]. Las propiedades ópticas de la piel humana son necesarias para comprender los posibles errores en el diseño del sensor del oxímetro de pulso. La piel humana consta de tres capas: epidermis, dermis y tejido subcutáneo [48]- [49].

Como se ve en la figura 15, la primera capa, la epidermis, absorbe y transmite la luz y tiene un grosor de alrededor de 0,012 a 0,15 mm [50] y está formada por células escamosas. Tiene cromóforos que consisten en melanina, ADN y ácido urocánico [51]. La melanina es el principal componente absorbente de luz en la piel humana y es el principal factor en la atenuación de la luz ultravioleta [52]- [53].

La absorbancia debida a la melanina es máxima por debajo de la longitud de onda de 510 nm [51]. La dermis tiene una estructura de 0,6 a 3,0 mm más gruesa en comparación con la epidermis [54] y tiene hemoglobina cromófora [55]. Hipodermis es la última capa de la piel con un grosor de aproximadamente 4-9 mm y varía de persona a persona [56] y contiene principalmente células grasas (adipocitos). La absorbancia del tejido adiposo humano se define por la absorbancia de la hemoglobina, los lípidos y

el agua [57].

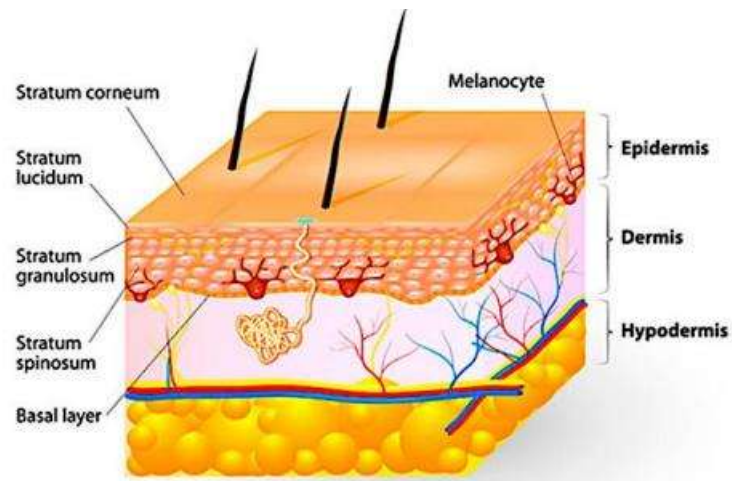


Fig. 15. Las capas de la piel humana [57].

En el caso del diseño del oxímetro de pulso, la banda de longitud de onda utilizada varía de 600nm a 1000nm que comprende tanto la banda roja como la infrarroja porque en esta banda la oxihemoglobina tiene significativamente menor Absorción de 600nm a 800nm de longitud de onda que desoxirribonucleica hemoglobina, mientras que por encima de 800nm su absorción es ligeramente superior como se muestra en la Figura 16 [58].

Además de esto, estas longitudes de onda son típicamente menos absorbidos por el cuerpo y por lo tanto tienen mayor profundidad de penetración en tejidos y lechos vasculares en comparación con longitudes de onda por debajo de 600nm. Debido a la gran profundidad de penetración, puede escanear tejidos en capas múltiples y el uso de multi espectroscópico. El análisis puede resultar en la reducción y purificación del ruido, por lo tanto, mejorando la precisión del sensor [15].

La banda roja e infrarrojo juntos como se muestra en la figura 16, se pueden utilizar para la detección de bio-señales tales como Electroencefalograma (EEG) y Electrocardiograma (ECG), todos de una sola fuente óptica. Además, dado que la banda roja es transparente a la melanina, por lo tanto, se puede utilizar para diseñar sensores

que son necesarios para el análisis médico del cuerpo humano [59].

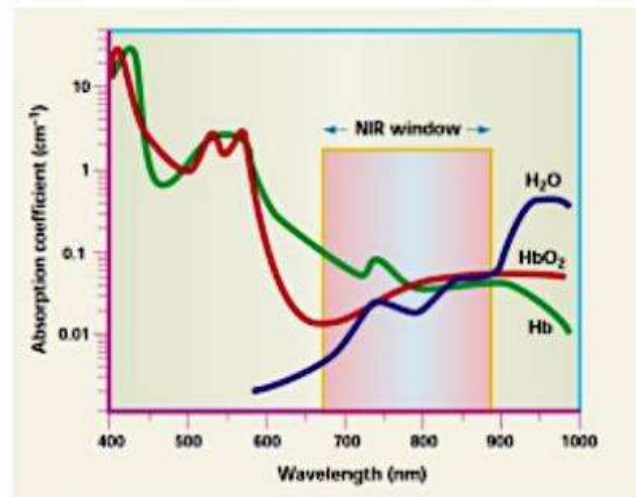


Fig. 16. Longitud de onda vs coeficiente de absorción de hemoglobina (oxi y desoxihemoglobina) [58].

La pulsioximetría se basa en el principio de que la O₂Hb (oxi hemoglobina) y la HHb (desoxi hemoglobina) absorben de manera diferencial la luz roja y la luz infrarroja cercana (IR). Es fortuito que la O₂Hb y la HHb tengan diferencias significativas en la absorción de la luz roja y del IR cercano porque estas dos longitudes de onda penetran bien en los tejidos, mientras que la luz azul, verde, amarilla y del IR lejano son significativamente absorbidas por los tejidos no vasculares y el agua [60].

Para medir la saturación de oxígeno en la sangre, el pulsioxímetro se basa en el principio de que el tejido debe ser razonablemente transparente a las longitudes de onda de luz seleccionadas para las mediciones y al detectar las variaciones en la absorción de luz por la oxi y desoxi hemoglobina a diferentes longitudes de onda les permite diferenciarse [61]. El coeficiente de absorción de la piel humana (determinado in vivo) depende de la longitud de onda y está de acuerdo con los valores determinados in vitro para varios cromóforos.

El coeficiente de absorción máximo es de alrededor de 500 μm , con una disminución del doble si las longitudes de onda aumentan de 500 a 600 μm , y corresponde a los máximos de absorción de melanina y hemoglobina en esta región. Con un mayor

aumento de la longitud de onda, de 600 a 800 μm , el coeficiente de absorción disminuye suavemente. Los espectros de absorción de las pieles más oscuras (tipos V-VI de Fitzpatrick) tienen una mayor pendiente en la región de la longitud de onda visual, en comparación con las pieles más claras (I-II y III-IV), siendo consecuencia de las diferencias en las concentraciones de melanina en varios tipos de pieles, asumiendo que las concentraciones de otros cromóforos son similares.

En longitudes de onda superiores a 900 nm (espectros infrarrojos), los coeficientes de absorción de tres grupos de tipos de piel tienen casi la misma magnitud y un pico de absorción prominente característico inducido por la absorción de agua a 980 μm . a longitudes de onda inferiores a 600 μm , la absorción por la melanina y la hemoglobina es dominante, mientras que a 600-800 μm , las características espectrales de reflectancia se ven afectadas principalmente por la dispersión [62].

La propiedad de absorción del tejido biológico generalmente se refiere al valor del coeficiente de absorción promedio μ_a , ya que la composición molecular del tejido no está bien especificada. Así, la absorción total del tejido se puede expresar mediante la fracción de volumen del componente tisular C_i y el coeficiente de absorción de este componente μ_{ai} [63], por medio de la siguiente expresión:

$$\mu_a(\lambda) = \sum_i C_i \mu_{ai}(\lambda).$$

Los coeficientes de absorción de diferentes componentes del tejido de la piel se muestran en la figura 17.

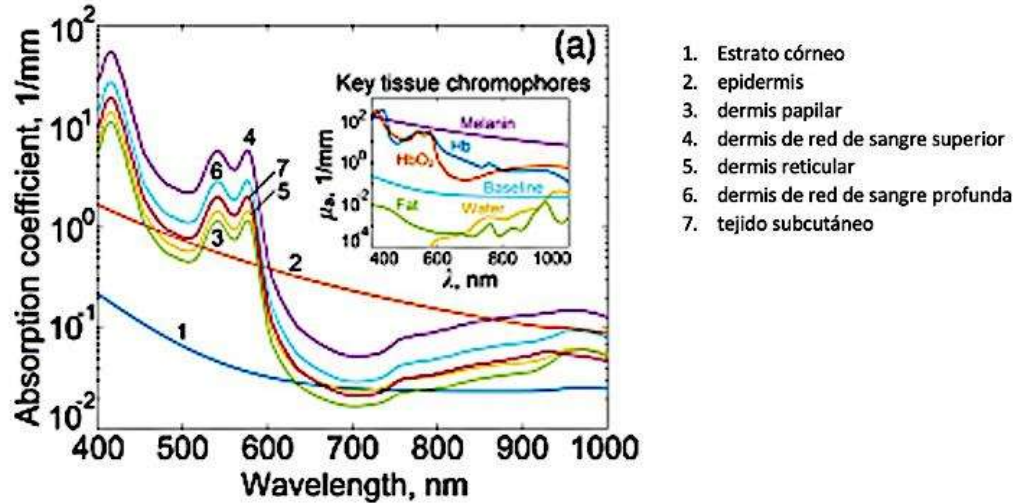


Fig. 17. Resultado de los coeficientes de absorción de la piel [63].

Para cuantificar los datos espectroscópicos y, por lo tanto, determinar las concentraciones de cromóforos, es necesario conocer la longitud del camino recorrido por la luz a través de los tejidos, la tabla 5 abajo enseña la fracción de volumen de sangre en cada capa de los tejidos [64].

Tabla 5. Grosor de las capas de tejidos [63]

Capa	Espesor, μm	fracción de volumen de sangre, C_{blood} , %
uñas	500	0
dermis papilar	100	5
dermis superior de la red sanguínea	80	20
dermis reticular	600	4
dermis profunda de la red sanguínea	200	10
grasa subcutánea	1050	7
capa arterial	1000	100
grasa y músculo subcutáneos	1050	7
tejido óseo	2500	2
grasa y músculo subcutáneos	1300	7
capa arterial	1000	100
grasa subcutánea	1540	7
dermis profunda de la red sanguínea	200	10
dermis reticular	600	4
dermis superior de la red sanguínea	80	20
dermis papilar	100	5
epidermis	80	0
estrato córneo	20	0

2.3.2.2. Parámetros Ópticos de Hueso

Los componentes estructurales de los huesos consisten en una matriz inorgánica (en gran parte mineralizada) y una matriz orgánica [65]-[66]. La matriz inorgánica contiene hidroxapatita de calcio, que es responsable de la resistencia a la compresión del hueso, y fosfato osteocálcico. Los principales componentes de la matriz orgánica son el colágeno, las proteínas, las células sanguíneas y los lípidos [67].

La cantidad de matriz mineral ósea es del 16%, el lípido contenido es 54%, el contenido de proteínas es 16%, y el agua contribuye el 16%. Es el calcio y fósforo componente de la matriz inorgánica que endurece el hueso y rígido, y la disposición de las fibras de colágeno en el matriz orgánica que lo hace fuerte. La porosidad de los huesos es 5-10% [22]. La mano está compuesta de diferentes huesos, músculos, y ligamentos que permiten una gran cantidad de movimientos y destrezas. Existen tres principales tipos de huesos en la mano, entre los cuales se incluyen: Falanges, huesos metacarpianos y huesos carpianos [68]. En la figura 18 se muestra la anatomía huesosa de la mano humana.



Fig. 18. Anatomía de la mano [68].

Sobre el hueso, el estudio de Firbank M. et al en 1993 ha realizado mediciones en muestras de hueso obtenidas del cráneo de cerdo adulto. Este hueso fue elegido para

varias razones: en primer lugar, la composición física y química del hueso de los grandes mamíferos no varía mucho (Hancox 1972) y por lo tanto el hueso de cerdo es un buen sustituto para hueso humano. En segundo lugar, el hueso frontal/parietal del cerdo es una placa plana de aproximadamente 2 cm de espesor, a partir del cual es fácil preparar muestras de un tamaño adecuado [64]. la figura 19 muestra el coeficiente de absorción sobre el rango de longitud de onda 650-950 nm.

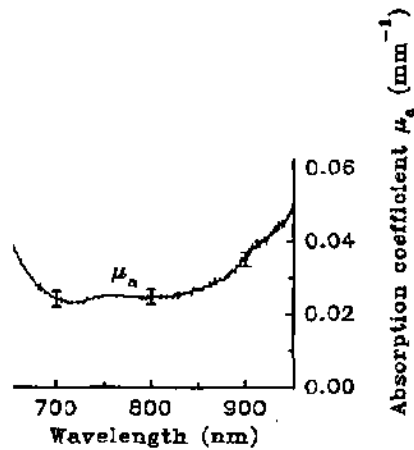


Fig. 19. Coeficiente de absorción del hueso [64].

En la figura 20 se muestra que las longitudes de onda por debajo de 600 nm, los valores de absorbancia son altos y la variación en los valores no es estable ni constante, lo que limita su uso para diseñar oxímetros de pulso. La luz visible por debajo de 600 nm no puede penetrar la profundidad del tejido por más de 1 cm debido a la absorción y dispersión debida a los constituyentes del tejido [66].

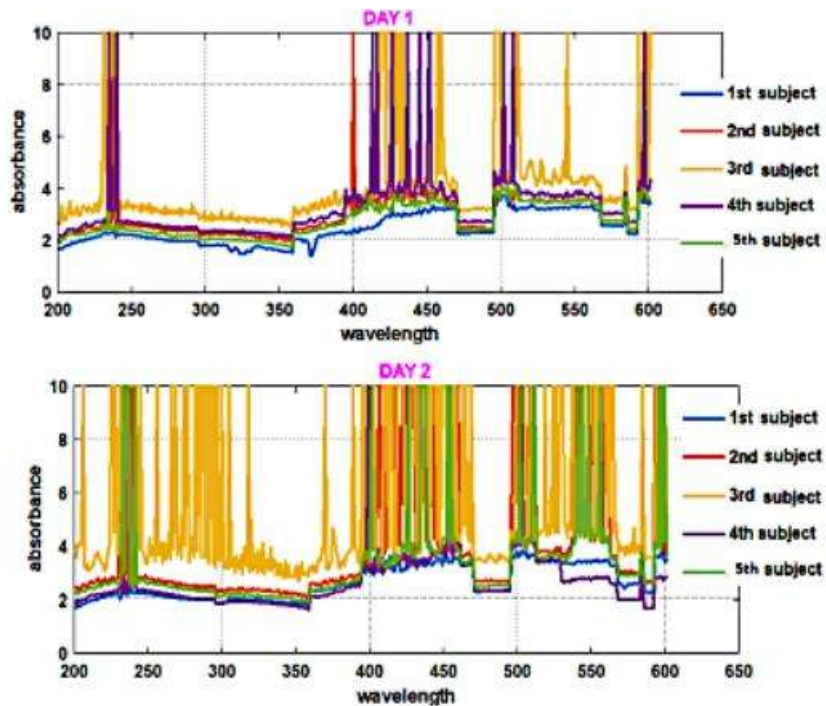


Fig. 20. Absorbancia Vs longitud de onda para diferentes sujetos [69].

2.3.2.3. Estimación de Valores Ópticos

2.3.2.3.1. Potencia e Intensidad de Luz

La intensidad de luz se refiere a la cantidad de energía luminosa que atraviesa una unidad de área en un determinado espacio. Es una medida de la potencia o flujo de energía luminosa por unidad de superficie.

La intensidad de luz se puede expresar de diferentes formas dependiendo del contexto y la unidad de medida utilizada. Algunas de las unidades comunes para medir la intensidad de luz incluyen:

1. Candelas por metro cuadrado (cd/m^2): Esta unidad se utiliza para medir la intensidad luminosa percibida por el ojo humano en una superficie específica. Es comúnmente utilizada para describir la luminosidad de fuentes de luz, como pantallas de televisión o monitores.
2. Vatios por metro cuadrado (W/m^2): Esta unidad se utiliza para medir la potencia

de la radiación electromagnética (incluida la luz) que incide sobre una superficie. Es comúnmente utilizada en campos como la radiometría y la fotometría.

3. Lux (lx): El lux es una unidad derivada del Sistema Internacional (SI) y se utiliza para medir la iluminancia, que es la cantidad de luz que incide en una superficie. Se define como un lux cuando un lumen de flujo luminoso se distribuye uniformemente en un metro cuadrado.

La intensidad de luz puede variar ampliamente dependiendo de la fuente de luz, la distancia entre la fuente y el objeto receptor, y la presencia de factores que puedan atenuar o dispersar la luz, como la reflexión, la absorción o la interferencia.

La intensidad de luz emitida depende de los parámetros técnicos de los Leds roja e infrarroja que se usan en la espectroscopia. En este caso los parámetros del sensor Max30102 se encuentran en la tabla 6 abajo.

Tabla 6. Parámetros técnicos de la fuente de luz [70].

PARAMETER	SYMBOL	CONDITIONS	MIN	TYP	MAX	UNITS
POWER SUPPLY						
Power-Supply Voltage	V_{DD}	Guaranteed by RED and IR count tolerance	1.7	1.8	2.0	V
LED Supply Voltage V_{LED+} to PGND	V_{LED+}	Guaranteed by PSRR of LED driver	3.1	3.3	5.0	V
Supply Current	I_{DD}	SpO ₂ and HR mode, PW = 215 μ s, 50sps		600	1200	μ A
		IR only mode, PW = 215 μ S, 50sps		600	1200	
Supply Current in Shutdown	I_{SHDN}	$T_A = +25^\circ\text{C}$, MODE = 0x80		0.7	10	μ A

La potencia P de los Leds se calcula en función de los datos técnicas del sensor (voltaje V y corriente I) encontradas en la tabla 7.

- $P=V.I$
- $P= (3.3V) (600\mu A)$
- $P= (3.3) (600) \cdot 10^{-6}$
- $P=19.8 \times 10^{-4} W$
- $P_{led}=0.0198 W$

La intensidad de la luz disipada por los LED en función de la frecuencia se calcula teniendo en cuenta la distancia que debe recorrer la luz desde la fuente hasta el destino (fotodiodo) es el radio de la esfera luminosa. para nuestro caso consideramos el promedio de esta distancia R a 5mm (grosor promedio de la mano de los recién nacidos).

Entonces la intensidad de la luz disipada por los LED en función de la frecuencia $I_{0(\nu)}$ se escribe matemáticamente:

$$\text{➤ } I_{0(\nu)} = \frac{P_{led}}{4\pi R^2}$$

$$\text{➤ } I_{0(\nu)} = \frac{19.8 \times 10^{-4}}{4(3.141)(25 \times 10^{-6})}$$

$$\text{➤ } I_{0(\nu)} = 6.3 \text{ w/m}^2$$

La intensidad de la radiación espectral $I(\nu)$ travesando los tejidos del cuerpo se calcula con la relación de Lambert-Beer mostrada en las páginas anteriores tomando en cuenta el grosor del tejido l y su coeficiente de absorción $\mu(\nu)$.

2.3.2.3.2. Camino de la Luz en la Piel

Respectivamente a los datos de la tabla 6 (Grosor de las capas de la piel) y de la figura 25 (resultado de los coeficientes de absorción de la piel), la intensidad de la radiación espectral $I(\nu)$ travesando las capas de tejidos de la piel en función de la longitud de onda se calcula por medio de la ley de Lambert-Beer;

1. La intensidad de la radiación en estrato córneo con el grosor 20 μm y el coeficiente de absorción de 0.03 en 650 nm y 0.02 en 950 nm;

$$\text{➤ } I_{(\nu)} = 6.3 e^{-0.03(0.00002)} = 6.299 \text{ w/m}^2 \text{ para } \lambda = 650 \text{ nm}$$

$$\text{➤ } I_{(\nu)} = 6.3 e^{-0.02(0.00002)} = 6.299 \text{ w/m}^2 \text{ para } \lambda = 950 \text{ nm}$$

2. La intensidad de la radiación en epidermis con el grosor 80 μm y el coeficiente de absorción de 0.5 en 650 nm y 0.1 en 950 nm;
 - $I_{(v)}=6.299e^{-0.5(0.00008)}=6.298 \text{ w/m}^2$ para $\lambda=650 \text{ nm}$
 - $I_{(v)}=6.299e^{-0.1(0.00008)}=6.298 \text{ w/m}^2$ para $\lambda=950 \text{ nm}$

3. La intensidad de la radiación en dermis papilar con el grosor 100 μm y el coeficiente de absorción de 0.01 en 650 nm y 0.03 en 950 nm;
 - $I_{(v)}=6.298e^{-0.01(0.0001)}=6.297 \text{ w/m}^2$ para $\lambda=650 \text{ nm}$
 - $I_{(v)}=6.298e^{-0.03(0.0001)}=6.297 \text{ w/m}^2$ para $\lambda=950 \text{ nm}$

4. La intensidad de la radiación en dermis de red de sangre superior con el grosor 80 μm y el coeficiente de absorción de 0.07 en 650 nm y 0.2 en 950 nm;
 - $I_{(v)}=6.297e^{-0.07(0.00008)}=6.296 \text{ w/m}^2$ para $\lambda=650 \text{ nm}$
 - $I_{(v)}=6.297e^{-0.2(0.00008)}=6.296 \text{ w/m}^2$ para $\lambda=950 \text{ nm}$

5. La intensidad de la radiación en dermis reticular con el grosor 600 μm y el coeficiente de absorción de 0.03 en 650 nm y 0.05 en 950 nm;
 - $I_{(v)}=6.296e^{-0.07(0.0006)}=6.295 \text{ w/m}^2$ para $\lambda=650 \text{ nm}$
 - $I_{(v)}=6.296e^{-0.05(0.0006)}=6.295 \text{ w/m}^2$ para $\lambda=950 \text{ nm}$

6. La intensidad de la radiación en dermis de red de sangre profunda con el grosor 200 μm y el coeficiente de absorción de 0.05 en 650 nm y 0.07 en 950 nm;
 - $I_{(v)}=6.295e^{-0.05(0.0002)}=6.294 \text{ w/m}^2$ para $\lambda=650 \text{ nm}$
 - $I_{(v)}=6.295e^{-0.07(0.0002)}=6.294 \text{ w/m}^2$ para $\lambda=950 \text{ nm}$

7. La intensidad de la radiación en tejido subcutaneo con el grosor 1300 μm y el coeficiente de absorción de 0.04 en 650 nm y 0.05 en 950 nm;
 - $I_{(v)}=6.294e^{-0.04(0.0013)}=6.293 \text{ w/m}^2$ para $\lambda=650 \text{ nm}$

$$\rightarrow I_{(v)} = 6.294e^{-0.05(0.0013)} = 6.293 \text{ w/m}^2 \text{ para } \lambda = 950 \text{ nm}$$

En la tabla 7 se puede leer los resultados del comportamiento de las capas de los tejidos en función de las luces de 660nm y 880nm.

Tabla 7. Resultado del camino de la luz en la piel.

N°	capa de tejido	Espesor (μm) ΔL	Coefficiente de absorp α(v) en λ650nm	intensidad espectral I _(v) en λ650nm	Coefficiente de absorp α(v) en λ950nm	intensidad espectral I _(v) en λ650nm
1	Estrato córneo	20	0.03	6.299	0.02	6.299
2	epidermis	80	0.5	6.298	0.1	6.298
3	dermis papilar	100	0.01	6.297	0.03	6.297
4	dermis de red de sangre superior	80	0.07	6.296	0.2	6.296
5	dermis reticular	600	0.03	6.295	0.05	6.295
6	dermis de red de sangre profunda	200	0.05	6.294	0.07	6.294
7	tejido subcutáneo	1300	0.04	6.293	0.05	6.293

En las figuras 21 y 22 se observan las variaciones de la intensidad de la luz y la transmitancia en función del grosor de la piel. La razón del cambio de la intensidad de la luz con el grosor aumenta es mayor para valores menores a 1 cm.

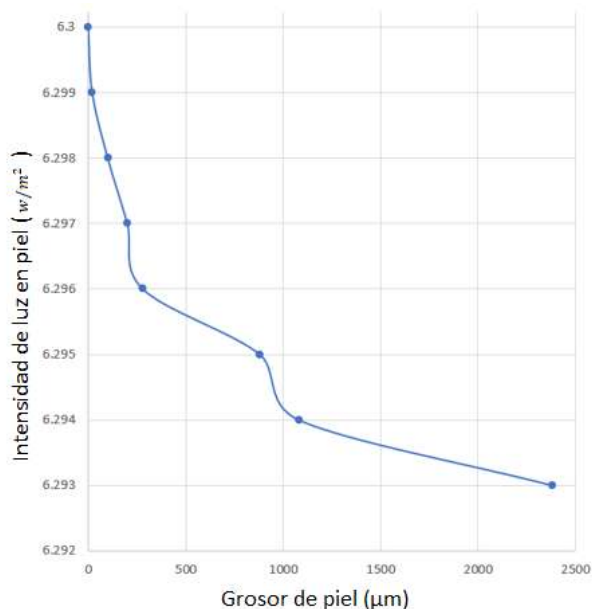


Fig. 21. Variación de la Intensidad de la radiación de la luz en la piel.

La transmitancia de la luz en la piel según la relación de Lambert-Beer se encuentra en la siguiente tabla 8:

Tabla 8. Transmitancia en la piel.

N°	Capa de tejido	intensidad de la radiación	transmitancia
1	Estrato córneo	6.299	0.9998
2	Epidermis	6.298	0.9997
3	Dermis papilar	6.297	0.9995
4	Dermis de red de sangre superior	6.296	0.9993
5	Epidermis reticular	6.295	0.9992
6	Dermis de red de sangre profunda	6.294	0.9990
7	Tejido subcutáneo	6.293	0.9988

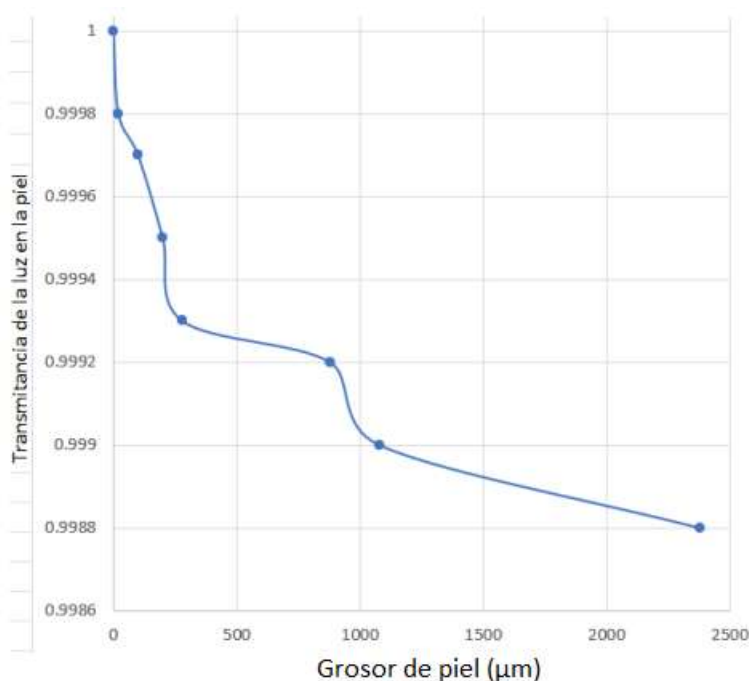


Fig. 22. Transmitancia de la luz en la piel en 650nm y 950nm

2.3.2.3.3. Camino de la Luz en Hueso

Respectivamente a los datos de la tabla 5 (Grosor de las capas de la piel y hueso) y de la figura 19 (resultado de los coeficientes de absorción en hueso), la intensidad de la radiación espectral $I(\nu)$ y la transmitancia T con grosor $5000 \mu\text{m}$ y coeficiente de

absorción de 0.04 en 650nm y 0.035 en 950nm se calculan:

- $I_{(v)} = 6.293e^{-0.04(0.005)} = 6.291 \text{ w/m}^2$ para $\lambda = 650 \text{ nm}$
- $I_{(v)} = 6.293e^{-0.035(0.005)} = 6.291 \text{ w/m}^2$ para $\lambda = 950 \text{ nm}$
- $T = \frac{I_{(v)}}{I_{0(v)}} = \frac{6.291}{6.3} = 0.9985$

Los resultados globales del camino de la luz se muestran en la tabla 9.

Tabla 9. Resultado global del camino de la luz en tejidos

N°	capa de tejido	Espesor (μm) ΔL	Coefficiente de absorp α(v) en λ650nm	intensidad espectral I(v) en λ650nm	Coefficiente de absorp α(v) en λ950nm	intensidad espectral I(v) en λ650nm
1	Estrato córneo	20	0.03	6.299	0.02	6.299
2	epidermis	80	0.5	6.298	0.1	6.298
3	dermis papilar	100	0.01	6.297	0.03	6.297
4	dermis de red de sangre superior	80	0.07	6.296	0.2	6.296
5	dermis reticular	600	0.03	6.295	0.05	6.295
6	dermis de red de sangre profunda	200	0.05	6.294	0.07	6.294
7	tejido subcutáneo	1300	0.04	6.293	0.05	6.293
8	hueso	5000	0.04	6.291	0.035	6.291

Los resultados de la variación de la intensidad de la radiación y de la transmitancia confirma que en la longitud de onda roja (alrededor de 650 nm) e infrarroja (alrededor de 950 nm) los tejidos de la piel y los huesos son casi transparente a la luz, la variación ΔI de la luz emitida es muy pequeña (ΔI=0.007 en la piel 0.009 en huesos), la absorbancia de los tejidos en estas longitudes de onda es muy insignificante. Eso justifica la elección del sensor usando este rango de longitud de onda para el diseño del prototipo.

Este resultado confirma que el caso del NIR, la transmitancia es relativamente alta debido a la baja absorción de la melanina en este rango de longitud de onda. Por lo tanto, la luz NIR se puede utilizar en aplicaciones de imagen médica, como la oximetría o la imagen de fluorescencia, ya que tiene una buena capacidad de penetración en los tejidos y permite la detección de señales de absorción y fluorescencia.

2.4. Metodología de Medición

2.4.1. Medición de la Saturación de Oxígeno y Frecuencia Cardíaca

Supongamos pues que irradiamos una muestra con un haz cuya frecuencia podemos ir variando poco a poco, y que vamos midiendo la absorbancia a cada frecuencia. Para frecuencia a las que la muestra no absorbe, la intensidad emergente es igual a la intensidad incidente y la absorbancia vale cero (y la transmitancia uno). Sin embargo, cuando nos acercamos a alguna frecuencia resonante (para que la transición esté permitida) la muestra comienza a absorber radiación, de modo que la intensidad emergente disminuye y la absorbancia aumenta [45].

La espectroscopia mide la intensidad del haz de luz después de atravesar la muestra para determinar la luz absorbida en la muestra o la luz reflejada desde la superficie de la muestra. Estas medidas se pueden tomar en una sola longitud de onda o en múltiples longitudes de onda diferentes. Se han utilizado diferentes combinaciones de bandas de longitud de onda en el diseño de oxímetros de pulso.

En el estudio de la hemoglobina se entiende que la absorción de luz por la hemoglobina varía según la saturación de oxígeno. Cuando la Hemoglobina sin oxígeno se enlaza con oxígeno se forma Hemoglobina oxigenada y ésta pasa a un color rojo. En el proceso de disociación la hemoglobina toma un color rojo azulado oscuro como se puede observar en la figura 23. Esta diferencia de colores es porque la Hb y la HbO₂ tiene una diferencia en el espectro óptico en el rango de las longitudes de onda entre 660nm (cerca del rojo) y 1000nm (cerca del infrarrojo) [71].

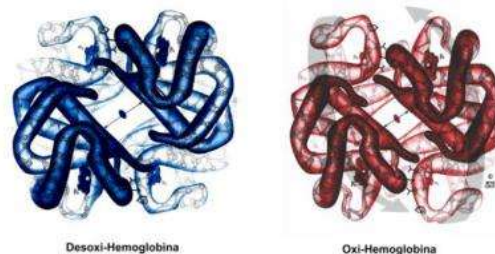


Fig. 23. Hemoglobina en ambos estados de oxigenación [72].

Toda sustancia que tiene una temperatura por encima del cero absoluto emite y absorbe la radiación electromagnética, y cada elemento tiene una luz específica emisión/absorción "huella dactilar". La hemoglobina oxigenada absorbe menos luz roja (600-750 nm) y más luz infrarroja (850-1000 nm) que la hemoglobina desoxigenada.

La oximetría de pulso se fundamenta en la espectrofotometría y la pletismografía. La espectrofotometría, permite calcular la concentración de una sustancia en solución, a partir de su absorción óptica, a una longitud de onda determinada; y la pletismografía, permite medir los cambios en el flujo sanguíneo o el volumen de aire en diferentes partes del cuerpo [73].

Un oxímetro tiene unos LED que emiten una luz roja con una longitud de onda de 660 nanómetros y una luz infrarroja con una longitud de onda de 940 nanómetros. Como se muestra en la figura 24, la sangre oxigenada absorbe la radiación infrarroja y la sangre desoxigenada absorbe la luz roja.



Fig. 24. Ilustración de absorción de luz por el cuerpo [73].

Lo cual se observa en la figura 25, la hemoglobina oxigenada y desoxigenada tiene una significativa diferencia espectral en el rango de 660nm y 1000nm.

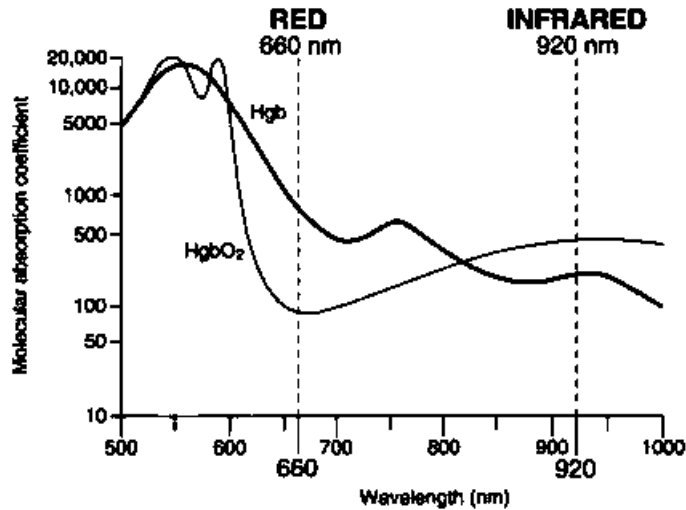


Fig. 25. Curvas de absorción para ambos tipos de hemoglobina (oxigenada y desoxigenada) en función de la longitud de onda [74].

Algunos fabricantes han usado combinaciones de 660nm y 940nm [75], el monitor de oxímetro de pulso Nellcor OXIMAX® N-560 ha usado LED de 660nm y 900nm [76] mientras que otros solo han usado la banda IR. Los pares de bandas IR típicos utilizados para el diseño de oxímetros de pulso incluyen 780–808nm, 785–808nm y 780–785nm. En la cuantificación de la oximetría debemos notar el paso de la luz a través de la piel y los tejidos pasando por los huesos como se muestra en las figuras 26 y 27. Esto constituye una porción de la luz absorbida por este último, aunque esto constituye una pequeña proporción. Se utilizan dos métodos para medir la absorbancia de luz en la sangre; el método de transmitancia y el método de reflectancia.

En el método de transmitancia la luz pasa a través del sitio de medición y la luz no absorbida se detecta usando un fotodetector colocado frente a los LED en el otro lado del sitio de medición. En el método de reflectancia, la luz no absorbida se refleja en el fotodetector que está en el mismo lado que el emisor. La selección apropiada de la longitud de onda es importante ya que determina la cantidad de luz reflejada o transmitida a través del tejido [77].

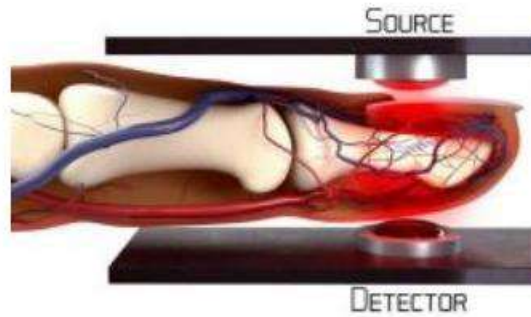


Fig. 26. Mediciones de transmitancia y capas de tejido de la piel [63].

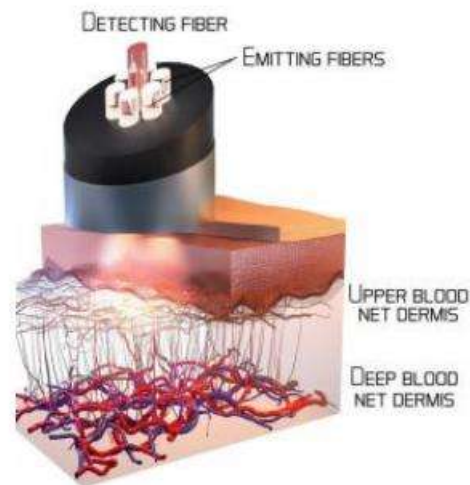


Fig. 27. Mediciones de reflectancia y capas de tejido de la piel [63].

En el caso del diseño del oxímetro de pulso, la banda de longitud de onda utilizada varía de 600nm a 1000nm y comprende tanto la banda roja como la IR porque en esta banda la oxihemoglobina tiene una absorción significativamente menor de 600nm a 800nm de longitud de onda que la desoxihemoglobina, mientras que por encima de 800nm su absorción es ligeramente mayor, como se muestra en la Figura 28 [58].

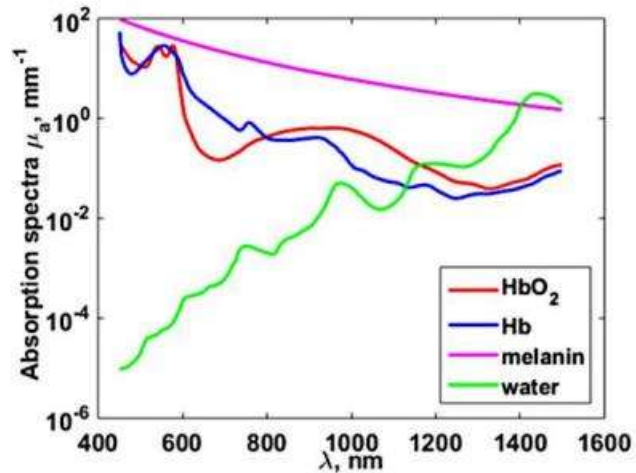


Fig. 28. Grafica del coeficiente de absorción [78].

El dedo está compuesto de huesos, tejidos y sangre. La sangre venosa (desoxihemoglobina), los tejidos de la piel y los huesos constituyen la parte constante de los valores de absorbancia (componente de CC de la salida del sensor), mientras que la absorbancia debida a la sangre arterial parece variable con el tiempo (componente de CA) [60].

Los oxímetros de pulso encuentran el porcentaje de SpO₂ midiendo los cambios en la absorbancia de la luz transmitida a lo largo del tiempo de los componentes variables, es decir, el volumen de sangre arterial cambia con el ciclo cardíaco, mientras que la absorbancia es constante para los componentes no arteriales, como se muestra en la Figura 34 [79]. Cómo excluyen los oxímetros de pulso la influencia de la sangre venosa y sangre capilar y otros tejidos estacionarios a partir del cálculo de SpO₂, se puede entender conceptualmente examinando la ley de la absorbancia de Lambert-Beer. De acuerdo con la ley de Lambert- Beer aplicada a un vaso sanguíneo modelado,

$$A = \mu l C,$$

donde A es la absorbancia; μ es el coeficiente de absorción de la hemoglobina a una longitud de onda específica; l es la longitud del camino recorrido por la luz emitida a través del vaso sanguíneo; y C es la concentración de Hb. Para ilustrar

matemáticamente este concepto, la absorbancia total (A_t) puede considerarse como una combinación lineal de Absorbancia venosa (A_v) y Absorbancias arterial (A_a) [60]:

$$A_t = A_v + A_a = \mu_v l_v C_v + \mu_a l_a C_a.$$

Dado que los oxímetros de pulso miden la absorbancia con respecto a tiempo, la derivada de la ecuación anterior se convierte en,

$$\frac{dA_t}{dt} = \frac{d(\mu_v l_v C_v)}{dt} + \frac{d(\mu_a l_a C_a)}{dt}.$$

Como μ y C son constantes (toma en cuenta que puede variar dependiendo de la longitud de onda de la luz, pero es una constante para cualquier longitud de onda y especie de Hb en particular), la ecuación anterior se simplifica a

$$\frac{dA_t}{dt} = \frac{(dl_v)}{dt} (\mu_v C_v) + \frac{(dl_a)}{dt} (\mu_a C_a).$$

Desde las arterias dilatan y contraen mucho más que las venas, es decir el cambio en l_a es mucho mayor que el cambio en l_v entonces

$$\frac{(dl_a)}{dt} \gg \frac{(dl_v)}{dt}.$$

Se puede asumir l_v como una constante y escribir

$$\frac{(dl_v)}{dt} = 0.$$

Por lo tanto, el anterior la ecuación se simplifica a

$$\frac{dA_t}{dt} = \frac{(dl_a)}{dt} (\mu_a C_a) \leftrightarrow \Delta A_t = \Delta A_a.$$

Esto significa que lo más importa en la lectura de la oximetría es la parte arterial donde hay la grande parte de volumen sanguíneo que cambia con el ciclo del corazón como se

muestra en la figura 29.

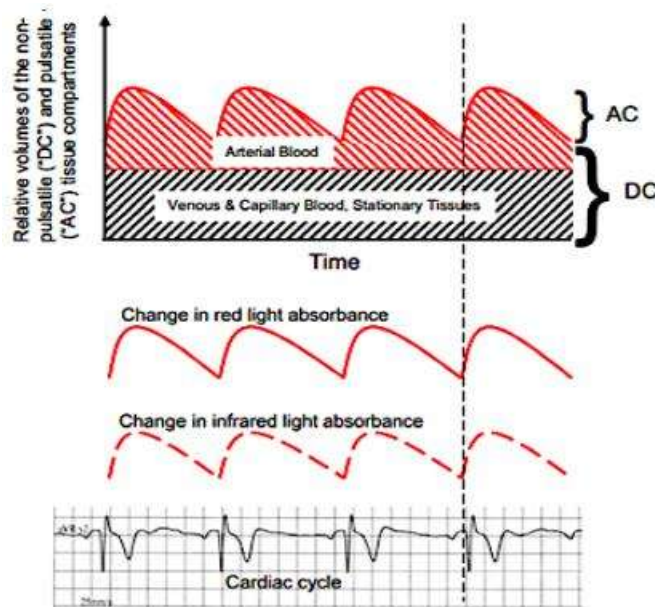


Fig. 29. Volumen relativo del compartimiento de tejido no pulsátil (DC) y pulsátil (AC) con ciclo cardiaco [71].

La cantidad de luz roja e IR absorbida en el compartimiento arterial también aumenta y disminuye con la sístole y la diástole, respectivamente, debido al aumento y disminución del volumen sanguíneo. El volumen que aumenta con la sístole también se conoce como pulsátil o "alternante" compartimiento pulsátil" (AC) y el compartimiento en el que el volumen de sangre no cambia con el ciclo cardíaco se conoce como el compartimiento no pulsátil o de "corriente continua" (DC) [60].

La capacidad de la oximetría de pulso para detectar SpO₂ solo de sangre arterial se basa en el principio de que la cantidad de luz roja e IR absorbida fluctúa con el ciclo cardíaco, ya que el volumen de sangre arterial aumenta durante la sístole y disminuye durante la diástole; por el contrario, el volumen de sangre en las venas y capilares, así como los volúmenes de piel, grasa, hueso, etc., permanecen relativamente constantes.

Una parte de la luz que pasa a través de los tejidos sin ser absorbida incide en el fotodetector de la sonda y, en consecuencia, crea señales con un componente de "corriente continua" (DC) relativamente estable y no pulsátil y un componente de "corriente alterna" (AC) pulsátil. Un diagrama transversal de una arteria y una vena

durante la sístole y la diástole ilustra los compartimentos no pulsátiles (DC) y pulsátil (AC) de las arterias y la relativa ausencia de cambio de volumen en las venas y los capilares como se muestra en la figura 30 [60].

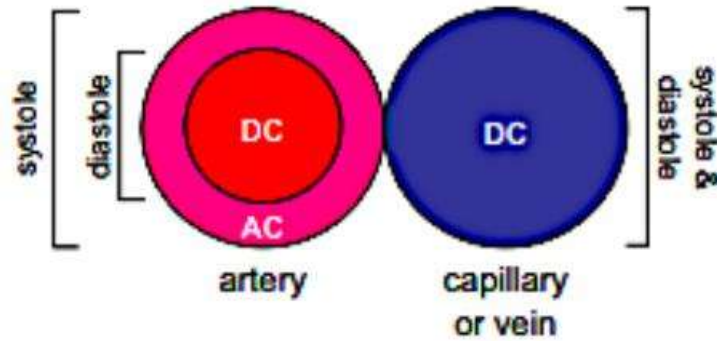


Fig. 30. Diagrama transversal de una arteria y una vena [60].

Para encontrar el porcentaje de los valores de SpO₂, se determina la relación del componente de AC con el componente de DC. Como se utilizan dos LED de diferentes longitudes de onda, es decir, rojo e infrarrojo, por lo tanto, la relación R(Ratio) se define como [80] - [81]:

$$R = \frac{(AC/DC)_{Red}}{(AC/DC)_{Ir}}$$

El valor mínimo en la Figura 35 es el valor del componente DC para encontrar el porcentaje SpO₂ mientras que el componente AC es la variación en los valores como se muestra en la Figura 34. Luego, el valor R se usó para calcular los valores de SpO₂ usando la siguiente relación empírica.

$$SpO_2 = 110 - 25 * R.$$

2.4.2. Medición de los Parámetros Ambientales

2.4.2.1. Medición Temperatura Ambiental

La temperatura es una magnitud escalar que se define como la cantidad de energía cinética de las partículas de una masa gaseosa, líquida o sólida. Cuanto mayor es la velocidad de las partículas, mayor es la temperatura y viceversa.

La medición de la temperatura está relacionada con la noción de frío (menor temperatura) y de calor (mayor temperatura), que se puede percibir de manera instintiva. Además, la temperatura actúa como un valor de referencia para determinar el calor normal del cuerpo humano, información que sirve para estimar estados de salud.

La temperatura se mide mediante magnitudes termométricas, es decir, diferentes unidades que representan la temperatura a distintas escalas. Para eso se emplea un dispositivo llamado “termómetro” del que existen varios tipos dependiendo del fenómeno que se necesite medir como dilatación y contracción, termómetro de radiación térmica, potencial termoeléctrico, variación de resistencia eléctrica.

Existen distintos tipos de escalas para medir la temperatura. Las más comunes son: escala Rankine, escala Kelvin, escala Fahrenheit y escala Celsius. La escala Celsius que se usa en este trabajo para medir la temperatura ambiental, también conocida como “escala centígrada”, es la más utilizada junto con la escala Fahrenheit. En esta escala, el punto de congelación del agua equivale a 0 °C (cero grados centígrados) y su punto de ebullición a 100 °C.

la metodología adoptada en este trabajo consiste a la variación de resistencia eléctrica. Las resistencias eléctricas, es decir, los flujos de electrones que se mueven a través de un material conductor, varían según la temperatura que adquieren. Para su medición se emplean termómetros de resistencia eléctrica como los sensores (en base a una

resistencia capaz de transformar la variación eléctrica en una variación de temperatura) y los termoeléctricos (que generan fuerza motriz) [82].

2.4.2.2. Medición de la Humedad

La humedad del aire es una variable de medición importante para un clima agradable en las habitaciones. Si el aire es demasiado húmedo, existe el riesgo de que se forme moho. Pero el clima de la habitación no solo es de gran importancia en oficinas y salas de estar. La humedad también se controla en la industria para garantizar criterios de calidad para productos e instalaciones.

El aire atmosférico siempre contiene una cierta cantidad de vapor de agua. Este contenido varía con el tiempo y la ubicación y se conoce como humedad del aire. Como cualquier otra sustancia, el aire tiene una capacidad limitada para absorber agua. Este límite se llama saturación. Por debajo de la saturación, la diferencia de aire húmedo y aire seco no se puede ver a simple vista. Por encima del límite de saturación, el exceso de agua se hace visible en forma de finas gotas de agua (condensado): se forma niebla. La capacidad de absorción de humedad del aire depende de la temperatura del aire. Cuanto más caliente esté el aire, más agua puede absorber.

Imagine una esponja cuya capacidad de absorción varía con la temperatura. A 0°C , la esponja puede absorber 4,8 g de agua (corresponde a una humedad de 100 %). Si hay más de 4,8 g de agua, la esponja goteará. Si la esponja ha absorbido 2,4 g de agua, esto corresponde a una humedad relativa de 50 % a 0°C . A 20°C , la esponja puede absorber 17,3 g de agua (por lo que, a 17,3 g de agua, la esponja tiene una humedad relativa de 100 %). Si, por tanto, la esponja ha absorbido 2,4 g de agua a 20°C , esto corresponde a una humedad relativa de aprox. 14 %. Si la temperatura baja, la humedad relativa aumenta (para el mismo contenido de agua) [83]. La figura 31 explica que a 25°C de temperatura del aire un metro cúbico de aire puede almacenar un máximo de 23 g de agua, lo cual se corresponde con el 100 % de humedad del aire. Si al entrar en contacto con superficies frías, la temperatura de ese aire baja hasta los 10°C , sólo podrá

almacenar 9,4 g. Esta humedad sobrante se condensa en forma de agua sobre las superficies enfriadas.

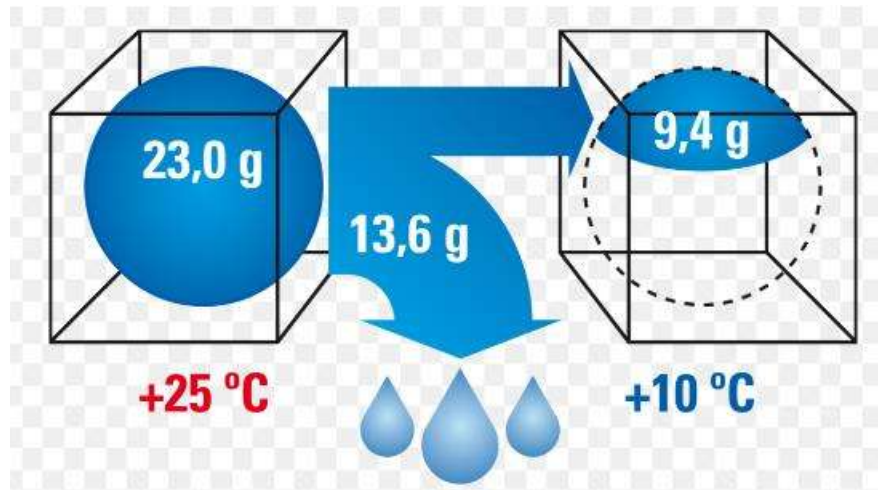


Fig. 31. Contenido de vapor de agua del aire [84].

Sobre las cantidades características de humedad se habla de la humedad absoluta del aire y de la humedad relativa del aire.

- ❖ La humedad absoluta del aire se calcula dividiendo la masa de agua contenida en el aire por el volumen ocupado por la cantidad de aire en cuestión. La humedad absoluta se expresa generalmente en g / m^3

$$h_{abs} = \frac{\text{masa del agua [g]}}{\text{masa del aire humedo [m}^3\text{]}}$$

- ❖ La humedad relativa del aire describe la relación entre la humedad absoluta real del aire en el momento dado y la máxima humedad absoluta posible. La humedad relativa se expresa en porcentaje

$$h_{rel} = \frac{h_{abs \text{ real }} \left[\frac{\text{g}}{\text{m}^3} \right]}{h_{abs \text{ máxima posible }} \left[\frac{\text{g}}{\text{m}^3} \right]} (100\%).$$

Además, una humedad relativa del aire demasiado elevada puede ocasionar múltiples daños. Las primeras señas visibles son generalmente humedad en la ropa, olor a podrido y manchas en las paredes (moho) o la aparición de brotes en las patatas

almacenadas en los sótanos. Por eso es muy importante controlar la humedad en la atención médica.

Las temperaturas y la humedad aceptables en las incubadoras de neonatos pueden variar dependiendo de las guías y estándares específicos de cada institución o país. Sin embargo, en general, se busca mantener una temperatura y humedad óptimas para el bienestar y desarrollo de los recién nacidos prematuros o enfermos.

Las siguientes son rangos de referencia comunes para la temperatura y la humedad en las incubadoras de neonatos:

1. Temperatura: La temperatura dentro de la incubadora suele mantenerse entre 36.5°C y 37.5°C para imitar las condiciones del útero materno. Sin embargo, es importante tener en cuenta que estos valores pueden variar según la edad gestacional y la condición del bebé. Las temperaturas individuales pueden ajustarse según las necesidades del bebé específico y las pautas clínicas del personal médico.
2. Humedad: La humedad en las incubadoras de neonatos se mantiene generalmente en un rango de 40% a 60%. El objetivo es mantener una humedad adecuada para evitar la deshidratación y la sequedad de la piel del bebé, pero sin generar una humedad excesiva que pueda favorecer el crecimiento de bacterias o causar problemas respiratorios.

La figura 32 muestra los resultados de un estudio de CAVALCANTE M.U. y al dando una correlación de la temperatura y humedad en tiempo.

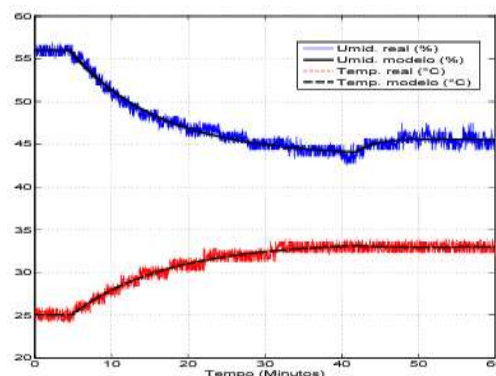


Fig. 32. Correlación entre la temperatura y humedad [84].

CAPITULO 3: DESARROLLO DEL PROTOTIPO

3.1. Hardware

3.1.1. Sensor Optoelectrónica de Oximetría y Frecuencia Cardíaca

El sensor de oximetría es un dispositivo utilizado para medir la saturación de oxígeno en la sangre (SpO₂) y la frecuencia cardíaca usando dos emisores de luz de longitudes de onda diferente (roja e infrarroja cercano). Estas luces son absorbidas de manera diferente por la hemoglobina oxigenada y la hemoglobina desoxigenada.

Los diodos emisores de luz (LED) son fuentes de luz compactas y de bajo consumo de energía que pueden emitir luz en una amplia gama de longitudes de onda. Como sea mencionado las longitudes de onda necesarias usadas para poder generar la oximetría son de 660 nm y de 880 nm.

El fotodetector es un sensor que genera una señal eléctrica dependiendo de la luz u otra radiación que recibe, está basados en el efecto fotoeléctrico. La intensidad de la luz recibida por los fotodetectores depende de la cantidad de hemoglobina oxigenada y desoxigenada presente en la sangre.

MAX30102 que se muestra en la figura 34 se utilizó como módulo de detección. Este componente es sensor para electrónica de bajo ruido con rechazo de luz ambiental incorporado. Su funcionamiento consta de un módulo óptico de 5,6 mm × 3,3 mm × 1,55 mm de bajo consumo (<1 mW) y ultra bajo corriente de apagado de 0,7 μA, así como una robusta resiliencia de artefactos de movimiento y un rango de temperatura de funcionamiento de -40° C a +85° C. Se puede suministrar con una sola fuente de 1,8 V, o una separada 3,3 V.

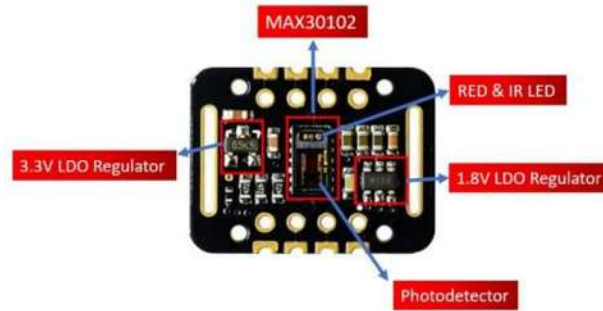


Fig. 34. Sensor Max30102 [70].

Este sensor altamente integrado y su parte electrónica incluye varios componentes adicionales, como un oscilador interno, registros de control y memoria para almacenar configuraciones y datos. Estos componentes trabajan en conjunto para proporcionar mediciones precisas de saturación de oxígeno y frecuencia cardíaca. La figura 35 abajo muestra el diagrama eléctrico del sistema.

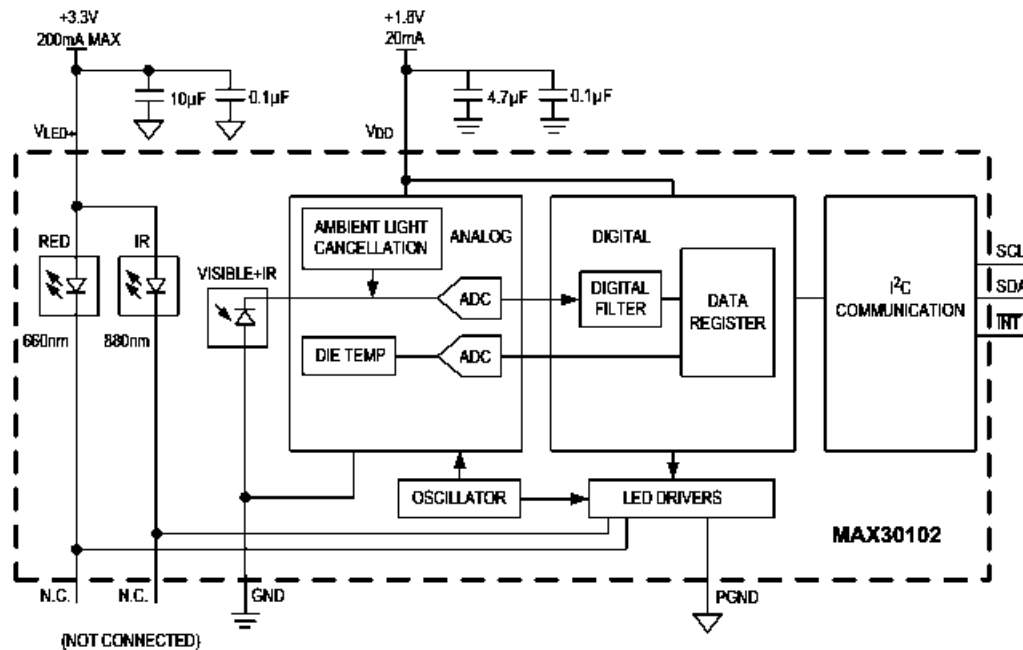


Fig. 35. Diagrama eléctrico del sensor max30102 [70].

1. Fotodetectores: El MAX30102 tiene dos fotodetectores: uno para luz roja y otro para luz infrarroja. Estos fotodetectores capturan la luz transmitida o reflejada a través del tejido y generan señales eléctricas proporcionales a la intensidad de

la luz recibida.

2. La función de "Ambient Light Cancelation" (ALC) o cancelación de luz ambiente se refiere a una característica presente en algunos sensores ópticos, incluidos los utilizados en aplicaciones de oximetría como el MAX30102. La ALC se utiliza para eliminar o reducir la influencia de la luz ambiente en las mediciones de los fotodetectores, lo que permite obtener mediciones más precisas y confiables. La luz ambiente puede introducir ruido o interferencia en las mediciones del sensor, especialmente cuando se utiliza en entornos con cambios de iluminación o presencia de fuentes de luz externas. La ALC ayuda a compensar este efecto al ajustar automáticamente la ganancia o la sensibilidad del fotodetector en función del nivel de luz ambiente.
3. La "DIE TEMPERATURE" (temperatura del die o del chip) se refiere a la temperatura interna de un circuito integrado o microchip. Es la temperatura medida en el propio silicio o sustrato del chip. La temperatura del DIE se mide utilizando sensores de temperatura integrados en el propio chip. Los datos de temperatura se pueden leer y procesar a través de interfaces de comunicación para su posterior análisis y control. Es importante tener en cuenta que la temperatura del DIE puede ser diferente de la temperatura ambiente, ya que el calor generado por el chip y el entorno en el que se encuentra pueden generar una diferencia de temperatura. Por lo tanto, el monitoreo y control de la temperatura del die son fundamentales para garantizar el rendimiento y la confiabilidad adecuados de los circuitos integrados. El MAX30102 tiene sensor de temperatura integrado que digitaliza la temperatura interna del IC al comando del maestro I2C. La temperatura tiene un efecto sobre la longitud de onda de los LED rojo e IR. Mientras los datos de salida del dispositivo son relativamente insensibles a la longitud de onda del LED IR, la longitud de onda del LED rojo es crítica para corregir la interpretación de los datos.
4. Amplificación y conversión analógico-digital (ADC): Las señales analógicas de los fotodetectores se amplifican y luego se convierten en señales digitales utilizando un convertidor analógico-digital (ADC). La etapa de amplificación asegura que las señales sean adecuadamente amplificadas y acondicionadas

para su procesamiento. La tasa de muestreo máxima para el ADC depende del ancho de pulso seleccionado, que a su vez determina la resolución del ADC. Por ejemplo, si el ancho de pulso se establece en 69 μs entonces la resolución del ADC es de 15 bits y todas las frecuencias de muestreo son seleccionable, Sin embargo, si el ancho de pulso se establece en 411 μs , entonces las tasas de muestras son limitadas. Las frecuencias de muestreo permitidas para los modos SpO2 y HR se resumen en la Tabla 10 y Tabla 11.

Tabla 10. Modo SpO2 [70].

SAMPLES PER SECOND	PULSE WIDTH (μs)			
	69	118	215	411
50	○	○	○	○
100	○	○	○	○
200	○	○	○	○
400	○	○	○	○
800	○	○	○	
1000	○	○		
1600	○			
3200				
Resolution (bits)	15	16	17	18

Tabla 11. Modo frecuencia cardiaca [70].

SAMPLES PER SECOND	PULSE WIDTH (μs)			
	69	118	215	411
50	○	○	○	○
100	○	○	○	○
200	○	○	○	○
400	○	○	○	○
800	○	○	○	○
1000	○	○	○	○
1600	○	○	○	
3200	○			
Resolution (bits)	15	16	17	18

- El sensor incluye un oscilador interno, la función del oscilador es proporcionar una señal de reloj precisa y estable para controlar el tiempo de muestreo, la frecuencia de muestreo y otras operaciones temporales dentro del sensor. El oscilador del MAX30102 garantiza que las conversiones analógico-digital (ADC), el procesamiento de señales, la comunicación y otras operaciones se realicen en momentos específicos y de manera coordinada. Al generar una señal de reloj confiable, el oscilador asegura la sincronización adecuada de los diferentes componentes y procesos del sensor, lo que contribuye a la obtención de mediciones precisas y confiables de saturación de oxígeno y frecuencia cardíaca.
- LED Drivers: El sensor tiene controladores integrados para los LED de luz roja e infrarroja. Estos controladores proporcionan la corriente necesaria para

encender y controlar la intensidad de los LED.

7. Filtro y detección de frecuencia cardíaca: La parte electrónica del MAX30102 incluye un filtro digital y algoritmos específicos para detectar el ritmo cardíaco. Estos algoritmos procesan las señales digitales de los fotodetectores y extraen la información relacionada con la frecuencia cardíaca.
8. El "data register" (registro de datos) se refiere a una ubicación de memoria en el dispositivo donde se almacenan las muestras de datos obtenidas del fotodetector. Cada muestra de datos representa la intensidad de la luz capturada por el fotodetector en un momento específico. El sensor MAX30102 puede generar múltiples muestras de datos por segundo, lo que permite obtener una secuencia de valores que representa la variación de la intensidad de la luz recibida. Estos valores se almacenan en el registro de datos, que actúa como un búfer temporal donde se mantienen las muestras antes de ser procesadas o transmitidas a través de la interfaz de comunicación.
9. Comunicación: El sensor se comunica con el microcontrolador u otro dispositivo a través de una interfaz de comunicación, generalmente I2C (Inter-Integrated Circuit) o SPI (Serial Peripheral Interface). Esto permite la transferencia de datos desde el sensor a otro dispositivo para su procesamiento o visualización.

Se nota que, con el MAX30102, las salidas SDA y SCL se utilizan para la comunicación a través del protocolo I2C con un microcontrolador o dispositivo maestro. Estos pines permiten la transferencia de datos y comandos entre el sensor y el controlador. La salida INT se utiliza para generar una interrupción cuando se produce un evento importante, como la detección de un pulso o una condición específica relacionada con la medición de oximetría.

Se transfiere un bit de datos durante cada ciclo SCL. los datos sobre SDA deben permanecer estables durante el período alto del pulso SCL.

Otra característica de este sensor es que utiliza un búfer FIFO (First-In, First-Out) de 32 muestras para almacenar datos.

FIFO se refiere a una estructura de datos o un principio de ordenamiento donde los elementos se procesan o eliminan en el mismo orden en que se ingresaron. En otras palabras, reduce aún más el consumo de energía, ya que tiene un máximo de treinta y dos valores de frecuencia cardíaca y SPO2.

También se puede usar con interrupciones que se pueden habilitar para varias fuentes, como energía lista, datos nuevos listos, cancelación de luz ambiental, temperatura lista y FIFO casi lleno. Con la generación de interrupciones, el microcontrolador puede realizar otros eventos que no ocurren durante la ejecución secuencial de un programa mientras el sensor sigue obteniendo nuevas muestras de datos.

3.1.2. Sensor Digital de la Temperatura y Humedad

El sensor DHT22, también conocido como sensor de temperatura y humedad, utiliza un componente llamado sensor capacitivo para medir tanto la temperatura como la humedad ambiente.

1. **Medición de temperatura:** El sensor DHT22 contiene un termistor de tipo NTC (Coeficiente de Temperatura Negativo) en su interior. Este termistor cambia su resistencia en función de la temperatura ambiente. El sensor tiene un circuito interno que mide la resistencia del termistor y la convierte en una lectura digital de temperatura. Un termistor es una resistencia variable que cambia su resistencia con un cambio de temperatura. Estos sensores se fabrican mediante la sinterización de materiales semiconductores, como cerámica o polímeros, para lograr grandes cambios en una resistencia con pequeños cambios de temperatura. A medida que cambia la temperatura, hay un cambio en el valor de la resistencia por la cual medimos la temperatura de nuestro entorno.
2. **Medición de humedad:** El DHT22 utiliza un sensor capacitivo de polímero para medir la humedad relativa del ambiente. El sensor cuenta con una capa sensible a la humedad que absorbe o libera moléculas de agua según las condiciones ambientales. Esto provoca un cambio en la capacitancia del sensor. El circuito

interno mide la capacitancia y la convierte en una lectura digital de humedad relativa.

Se utiliza un componente que tiene dos electrodos con un sustrato que retiene la humedad entre ellos. En la siguiente figura 36 se puede ver físicamente la constitución de las dos partes del sensor. El sensor DHT22 utiliza un higroscopio, un componente sensible a la humedad, para medir la cantidad de vapor de agua presente en el aire. El higroscopio cambia su capacidad eléctrica en función de la humedad ambiental. Cuando la humedad aumenta, el higroscopio se carga eléctricamente de manera diferente en comparación con condiciones de baja humedad, lo que modifica su capacidad eléctrica.

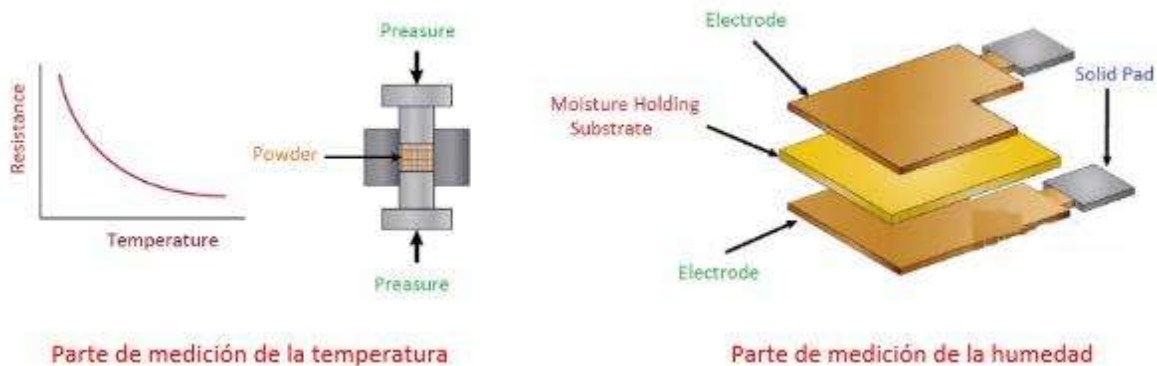


Fig. 36. Materias del sensor [85].

Por otro lado, para medir la temperatura, el sensor DHT22 incluye un termistor, que es un tipo de sensor de temperatura que cambia su resistencia eléctrica en respuesta a los cambios de temperatura. Los termistores tienen una resistencia que disminuye cuando la temperatura aumenta y aumenta cuando la temperatura disminuye como se muestra en las figuras 36 y 37.

El sensor DHT22 da una señal digital calibrada en la salida. Utiliza tecnología exclusiva de recolección de señales digitales y tecnología de detección de humedad, lo que garantiza su confiabilidad y estabilidad. La figura 37 abajo presenta físicamente las composiciones interna e externa del sensor.

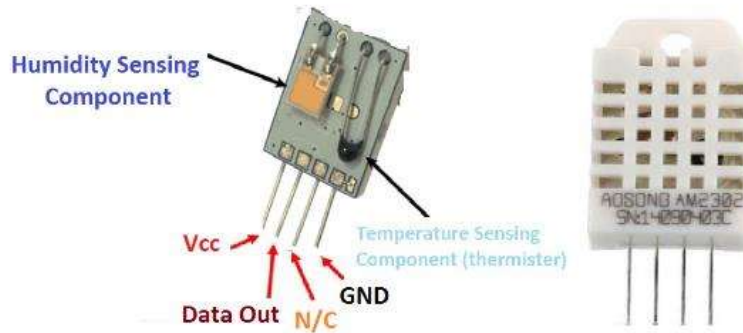


Fig. 37. Sensor DHT22 [85].

El sensor DHT22 está diseñado específicamente para medir de manera precisa la temperatura y la humedad relativa del entorno. Proporciona lecturas confiables y precisas, lo que es fundamental en aplicaciones donde se requiere un monitoreo preciso de las condiciones ambientales.

El tamaño pequeño, el bajo consumo y la larga distancia de transmisión (20 m) permiten que el DHT22 se adapte a todo tipo de ocasiones de aplicación exigentes. las especificaciones técnicas se muestran en la siguiente tabla 12.

Tabla 12. Descripción técnica del sensor.

Model	DHT22
Power supply	3.3-6V DC
Output signal	digital signal via single-bus
Sensing element	Polymer capacitor
Operating range	humidity 0-100%RH; temperature -40~80Celsius
Accuracy	humidity +-2%RH(Max +-5%RH); temperature <+-0.5Celsius
Resolution or sensitivity	humidity 0.1%RH; temperature 0.1Celsius
Repeatability	humidity +-1%RH; temperature +-0.2Celsius
Humidity hysteresis	+/-0.3%RH
Long-term Stability	+/-0.5%RH/year
Sensing period	Average: 2s
Interchangeability	fully interchangeable
Dimensions	small size 14*18*5.5mm; big size 22*28*5mm

Sobre la comunicación con el microcontrolador, los datos de bus único se utilizan para la comunicación entre MCU y DHT22, cuesta 5 mS para la comunicación de tiempo único.

El siguiente diagrama de la figura 38 de tiempo describe el protocolo de transferencia de datos entre una MCU y el sensor DHT22. La MCU inicia la transmisión de datos emitiendo una señal de "Inicio". El pin MCU debe configurarse como salida para este propósito. La MCU primero baja la línea de datos durante al menos 18 ms y luego la eleva durante los próximos 20 a 40 micro-segundos antes de liberarla.

A continuación, el sensor responde a la señal de "Inicio" de la MCU bajando la línea durante 80 μ s seguido de una señal lógica alta que también dura 80 μ s. El pin MCU debe configurarse para ingresar después de finalizar la señal de "Inicio". Una vez que detecta la señal de respuesta del sensor, la MCU debe estar lista para recibir datos del sensor. Luego, el sensor envía 40 bits (5 bytes) de datos continuamente en la línea de datos.

Mientras transmite bytes, el sensor envía primero el bit más significativo. Los datos consisten en partes decimales e integrales. Una transmisión de datos completa es de 40 bits, y el sensor envía primero un bit de datos más alto. La siguiente fórmula muestra el formato de datos que manda el sensor.

Formato de datos = datos de humedad relativa de 16 bits + datos de temperatura de 16 bits + suma de verificación de 8 bits.

Si la transmisión de datos es correcta, la suma de verificación debe ser los últimos 8 bits de "datos de humedad relativa de 8 bits de MSB (most significant bit) + datos de humedad relativa de 8 bits de LSB (least significant bit) + datos de temperatura de 8 bits de MSB + datos de temperatura de 8 bits de LSB".

El DHT22 es un sensor digital por lo que envía los 1 y 0, pero es muy importante saber cómo envía los datos digitales. La siguiente figura muestra cómo el sensor envía su información:

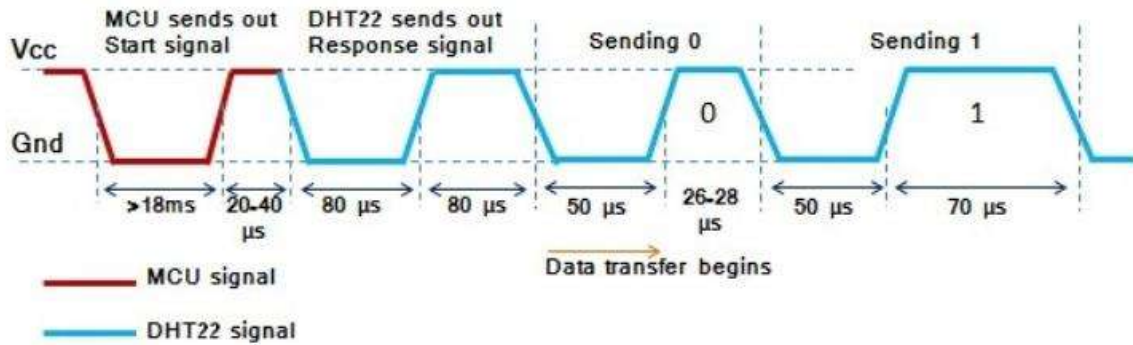


Fig. 38. Diagrama de tiempo entre DHT22 y MCU [86].

Un ejemplo de cómo se convierte la información mandada desde el sensor hacia el microcontrolador:

- MCU ha recibido 40 bits de datos del DHT22
0000 0010 1000 1100 0000 0001 0101 1111 1110 1110
16 bits datos de humedad relativa ,16 bits datos de temperatura
- Aquí convertimos datos de humedad relativa de 16 bits del sistema binario al sistema decimal,
0000 0010 1000 1100 → 652
- Sistema binario → Sistema decimal
 $HR=652/10=65.2\%$
- Aquí convertimos datos de temperatura de 16 bits del sistema binario al sistema decimal,
0000 0001 0101 1111 → 351
- Sistema binario → Sistema decimal
 $T=351/10=35.1^{\circ}\text{C}$

En el hardware del sensor una resistencia de $4.7\text{k}\Omega$ (ohmios) se coloca entre la línea de VDD (alimentación) y la línea de datos (SDA) en el contexto de la comunicación I2C (Inter-Integrated Circuit) con el fin de proporcionar una función de "pull-up" o "resistencia de extracción" como se ve en la figura 39.

La función principal de esta resistencia es garantizar que las líneas de datos estén en un estado definido cuando no se están transmitiendo datos activamente. La resistencia pull-up ayuda a mantener el nivel de voltaje alto (VDD) en la línea de datos cuando no se están transmitiendo señales. Esto evita que la línea de datos quede en un estado indefinido y mejora la integridad de la comunicación I2C.

Cuando se transmiten datos en el bus I2C, los dispositivos conectados pueden cambiar el estado de la línea de datos entre alto y bajo. Sin embargo, cuando no hay actividad de transmisión, la resistencia pull-up asegura que la línea de datos vuelva al nivel alto (VDD) mediante su conexión a través de la resistencia.

El valor de resistencia de 4.7k ohmios es un valor comúnmente utilizado para las resistencias pull-up en las comunicaciones I2C. Sin embargo, en algunos casos, se pueden utilizar resistencias de diferentes valores según las características específicas del circuito y los dispositivos conectados.

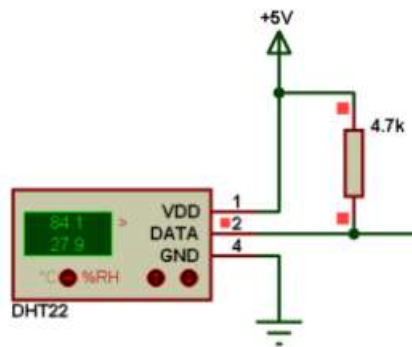


Fig. 39. Hardware del sensor dht22.

La tabla 13 abajo representa las características eléctricas del sensor.

Tabla 13. Características eléctricas del sensor DHT22

Item	Condition	Min	Typical	Max	Unit
Power supply	DC	3.3	5	6	V
Current supply	Measuring	1		1.5	mA
	Stand-by	40	Null	50	uA
Collecting period	Second		2		Second

3.1.3. Alimentación Eléctrica del Sistema

Para determinar el tipo de alimentación más eficiente para el sistema de monitoreo es importante considerar varios factores como el tamaño, la duración, la seguridad y el peso de la batería. La utilización de una batería de polímero de litio en un proyecto de microcontrolador ESP32 con IoT ofrece varias ventajas significativas. Estas son algunas de las ventajas clave:

1. Alta densidad de energía: Las baterías de polímero de litio tienen una alta densidad de energía, lo que significa que pueden almacenar una gran cantidad de energía en un espacio reducido. Esto es especialmente importante en proyectos de IoT, donde el tamaño y la portabilidad son consideraciones importantes.
2. Mayor vida útil: Las baterías de polímero de litio suelen tener una vida útil más larga en comparación con otras tecnologías de baterías. Esto es beneficioso en proyectos de IoT que pueden funcionar durante largos períodos sin necesidad de reemplazar o recargar la batería con frecuencia.
3. Menor auto descarga: Las baterías de polímero de litio tienen una tasa de auto descarga mucho más baja que otras tecnologías de baterías. Esto significa que la batería conserva su carga durante períodos más largos cuando no se utiliza, lo cual es especialmente útil en dispositivos de IoT que pueden permanecer inactivos durante ciertos períodos.
4. Mayor capacidad de corriente: Las baterías de polímero de litio tienen una alta

capacidad de corriente, lo que las hace adecuadas para proyectos que requieren un consumo de energía variable o picos de corriente más altos, como la transmisión de datos inalámbricos en dispositivos IoT.

5. Ligereza y tamaño reducido: Las baterías de polímero de litio son más ligeras y tienen un tamaño más compacto en comparación con otras tecnologías de baterías. Esto facilita la integración en dispositivos compactos y portátiles, lo cual es esencial en proyectos de IoT donde el espacio y la movilidad son consideraciones clave.
6. Recarga rápida: Las baterías de polímero de litio permiten una recarga rápida en comparación con otras tecnologías de baterías. Esto es beneficioso cuando se necesita recargar la batería en poco tiempo, lo cual es especialmente relevante en proyectos de IoT donde la disponibilidad de energía es crucial.

En la figura 40 se muestra el modelo de la batería elegida para la alimentación del sistema.



Fig. 40. Batería polímero litio 3.7V.

La tabla 14 muestra las características técnicas de la batería utilizada en el proyecto.

Tabla 14. Características técnicas de la batería utilizada

Características técnicas de la batería de LIPO	
Dimensiones	30x220x4 (mm)
Capacidad nominal	380 mAh
Voltaje	3.7V
Voltaje de corte	2.4 V
Temperatura de operación	-20 – 60 °C

3.1.4. Microcontrolador

3.1.4.1. Descripción del Microcontrolador

Un microcontrolador es un dispositivo electrónico integrado en un solo chip que combina los componentes esenciales de un sistema informático en un solo paquete. Está diseñado para realizar tareas específicas de control y procesamiento en aplicaciones electrónicas.

Un microcontrolador consta de varios elementos principales:

1. **Unidad Central de Procesamiento (CPU):** Es el núcleo del microcontrolador y se encarga de ejecutar las instrucciones del programa y controlar las operaciones del sistema.
2. **Memoria:** Incluye memoria de programa (ROM o flash) donde se almacena el código del programa y memoria de datos (RAM) utilizada para almacenar datos temporales durante la ejecución del programa.
3. **Periféricos:** Los microcontroladores incorporan diversos periféricos integrados, como puertos de entrada/salida (GPIO), temporizadores, convertidores analógico-digitales (ADC), convertidores digital-analógicos (DAC), comunicación serial (UART, SPI, I2C), entre otros. Estos periféricos permiten la interacción con el entorno externo y la conectividad con otros dispositivos.
4. **Oscilador:** Proporciona la señal de reloj necesaria para sincronizar las operaciones del microcontrolador y controlar la velocidad de ejecución del programa.
5. **Interfaces de comunicación:** Pueden incluir puertos de comunicación estándar como USB, Ethernet, CAN (Controller Area Network) u otros protocolos de comunicación utilizados para la transferencia de datos entre el microcontrolador y otros dispositivos.

ESP32 está diseñado para aplicaciones móviles, dispositivos electrónicos portátiles e Internet de las cosas (IoT). Cuenta con todas las características de vanguardia de los

chips de bajo consumo, incluida la activación de reloj de granularidad fina, múltiples modos de alimentación y escalado dinámico de alimentación. Por ejemplo, en un escenario de aplicación de concentrador de sensores IoT de baja potencia, ESP32 se activa periódicamente solo cuando se detecta una condición específica.

El ciclo de trabajo bajo se usa para minimizar la cantidad de energía que gasta el chip. La salida del amplificador de potencia también es ajustable, lo que contribuye a un compromiso óptimo entre rango de comunicación, velocidad de datos y consumo de energía. La figura 41 muestra los diferentes bloques del sistema.

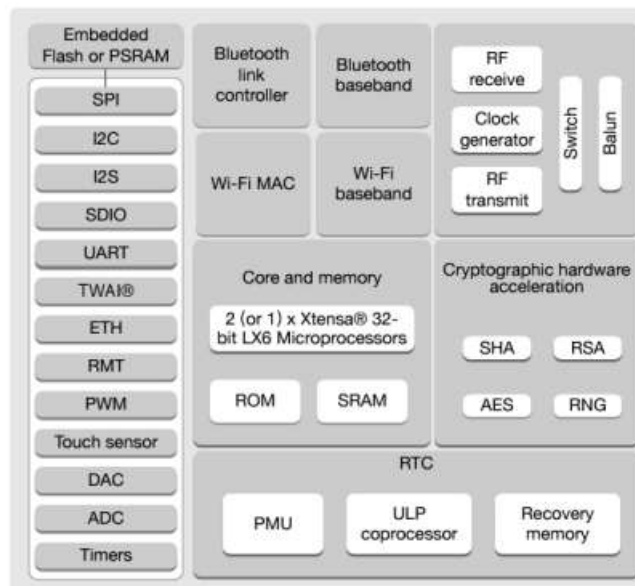


Fig. 41. Diagrama de bloques del ESP32 [87].

El microcontrolador ESP32 es un chip desarrollado por Espressif Systems que se ha vuelto muy popular en el campo de la electrónica y la IoT (Internet de las cosas). A continuación, se presentan algunas de las especificaciones y características destacadas del ESP32:

1. **Arquitectura:** El ESP32 utiliza una arquitectura de procesador Xtensa de doble núcleo, basada en el diseño de RISC (Reduced Instruction Set Computing). Cada núcleo puede funcionar a velocidades de hasta 240 MHz (ejecuta instrucciones 15 veces más rápido que una placa Arduino UNO), lo que permite realizar

operaciones con números reales (números con coma) de forma muy eficiente y realizar multiplicaciones de números grandes de forma instantánea.

Pero, además, cuenta con un co-procesador de ultra bajo consumo que es utilizado para realizar conversiones analógico-digital y otras operaciones mientras el dispositivo se encuentra funcionando en el modo de bajo consumo (*deep sleep*). De esta forma, se consigue un consumo muy bajo por parte del SoC(sistema on chip).

2. Memoria: El ESP32 cuenta con una memoria flash integrada para almacenamiento de programas y datos. Las opciones de memoria pueden variar, pero generalmente incluyen 4 MB o más. Además, dispone de memoria RAM para el almacenamiento temporal de datos durante la ejecución del programa. En los ESP32 no ocurre así, de hecho, en ellos se encuentran más tipos de memorias que se suelen clasificar en internas y externas. Las memorias internas son aquellas que se encuentran ya incluidas en el SoC (System on a Chip), y las externas son aquellas que se pueden adicionar para expandir la capacidad del sistema. Muchas placas de desarrollo basadas en ESP32 añaden memorias externas para lograr un sistema con mejores prestaciones.

En las memorias internas se encuentran:

- Memoria ROM (448 KiB): esta memoria es de solo escritura, es decir que no la puedes reprogramar. Aquí es donde se almacenan los códigos que manejan la pila Bluetooth, el control de la capa física de la Wifi, algunas rutinas de propósito general y el cargador de arranque (*bootloader*) para iniciar el código de la memoria externa.
- Memoria SRAM interna (520 KiB): esta memoria es utilizada por el procesador para almacenar tanto datos como instrucciones. Su ventaja es que, para el procesador, es mucho más fácil acceder a esta que a la SRAM externa.
- RTC SRAM (16 KiB): esta memoria es utilizada por el co-procesador cuando el dispositivo opera en modo *deep sleep*.
- Efuse (1 Kilobit): 256 bits de esta memoria son utilizados por el propio sistema y los 768 bits restantes están reservados para otras aplicaciones.
- Flash empotrado (*Embedded flash*): en esta memoria es donde se almacena el

código de nuestra aplicación.

3. **Conectividad:** El ESP32 es conocido por su amplia conectividad. Es compatible con Wi-Fi 802.11 b/g/n y Bluetooth v4.2 y v5.0. Esto permite la conexión inalámbrica a redes Wi-Fi y la comunicación con dispositivos Bluetooth, ampliando las posibilidades de conectividad en proyectos IoT.
4. **GPIO y Periféricos:** El ESP32 proporciona un gran número de pines de E/S de propósito general (GPIO) que se pueden utilizar para la interacción con el entorno externo. Además, cuenta con una variedad de periféricos integrados, como UART, SPI, I2C, PWM, ADC, DAC y más, que permiten la comunicación con otros dispositivos y la gestión de diferentes señales y sensores.

En este proyecto se utiliza el periférico I2C. ESP32 cuentan con dos interfaces I2C que admiten los modos de operación maestro y esclavo. Entre sus características destacan:

- Modo estándar (100 Kbit/s)
- Modo rápido (400 Kbit/s)
- Direccionamiento de 7 y 10 bits

PIN ESP32	PIN I2C
GPIO21	SDA
GPIO22	SCL

Estos pines permiten la conexión del sensor max30102 con el microcontrolador.

5. **Capacidades de bajo consumo de energía:** El ESP32 está diseñado para ser eficiente en términos de consumo de energía. Ofrece diferentes modos de suspensión y ahorro de energía que permiten optimizar el consumo de energía en proyectos alimentados por batería.
6. **Seguridad:** Uno de los factores más importantes en cualquier sistema es la seguridad. Incluye funciones de seguridad, como soporte para criptografía y almacenamiento seguro de claves. También proporciona capacidades de autenticación y cifrado para garantizar la integridad y la confidencialidad de las comunicaciones. El ESP32 cuenta con aceleradores de algoritmos orientados a

la encriptación [88]:

- AES (FIPS PUB 197)
- SHA (FIPS PUB 180-4)
- RSA
- ETC

Estos aceleradores permiten incrementar la velocidad de operación y reducir la complejidad del software permitiendo encriptado y des-encriptado dinámico. De esta forma, se protege al sistema de posibles ataques de hacker que pretendan obtener el código almacenado.

En la figura 42 se encuentra el ESP32-WROOM-32 utilizado en este proyecto.

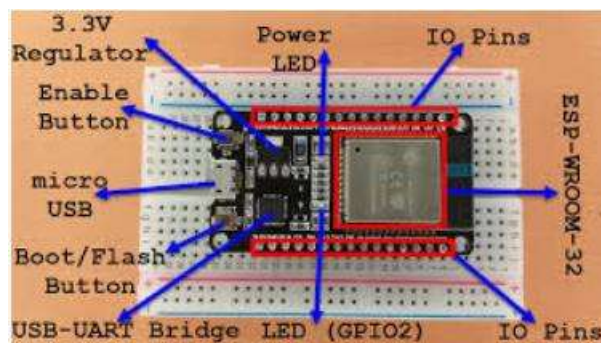


Fig. 42. ESP32-WROOM-32.

En cuanto a las diferencias con otros microcontroladores, el ESP32 se destaca por su combinación de conectividad Wi-Fi y Bluetooth, así como por su potencia de procesamiento de doble núcleo y su amplia gama de periféricos integrados. Estas características lo hacen especialmente adecuado para proyectos de IoT que requieren conectividad inalámbrica y capacidad de procesamiento más avanzada.

Además, el ESP32 es compatible con el entorno de desarrollo de Arduino, lo que facilita su programación y permite a los desarrolladores aprovechar la amplia comunidad y las bibliotecas disponibles.

3.1.4.2. Diagrama del Sistema

3.1.4.2.1. Esquema de Funcionamiento

El sistema funciona de la siguiente manera:

En la medición de la oximetría (saturación de oxígeno y frecuencia cardiaca), el sensor emite luz infrarroja (880nm) y luz roja (660nm) a través de dos LED incorporados. Estos LED están colocados en la parte superior del sensor y se activan para emitir pulsos de luz a través de la piel. El sensor también cuenta con un fotodiodo sensible a la luz que se encuentra en la parte inferior. Este fotodiodo detecta la luz que se refleja desde los vasos sanguíneos en la piel.

La luz emitida por los LED atraviesa la piel y es absorbida por la sangre. La cantidad de luz absorbida depende de la cantidad de sangre presente en los vasos y de la saturación de oxígeno en esa sangre. El fotodiodo en el sensor MAX30102 detecta los cambios en la cantidad de luz que se refleja desde los vasos sanguíneos. Estos cambios se producen debido al flujo sanguíneo pulsante a medida que el corazón late y a las diferencias en la absorción de luz entre la sangre oxigenada y la desoxigenada.

El sensor incorpora un circuito integrado que procesa las señales capturadas por el fotodiodo. Este circuito amplifica y filtra las señales para mejorar la precisión de las mediciones. Los datos procesados se pueden leer a través de una interfaz de comunicación I2C para su procesamiento en el microcontrolador, tal como muestra la figura 43.

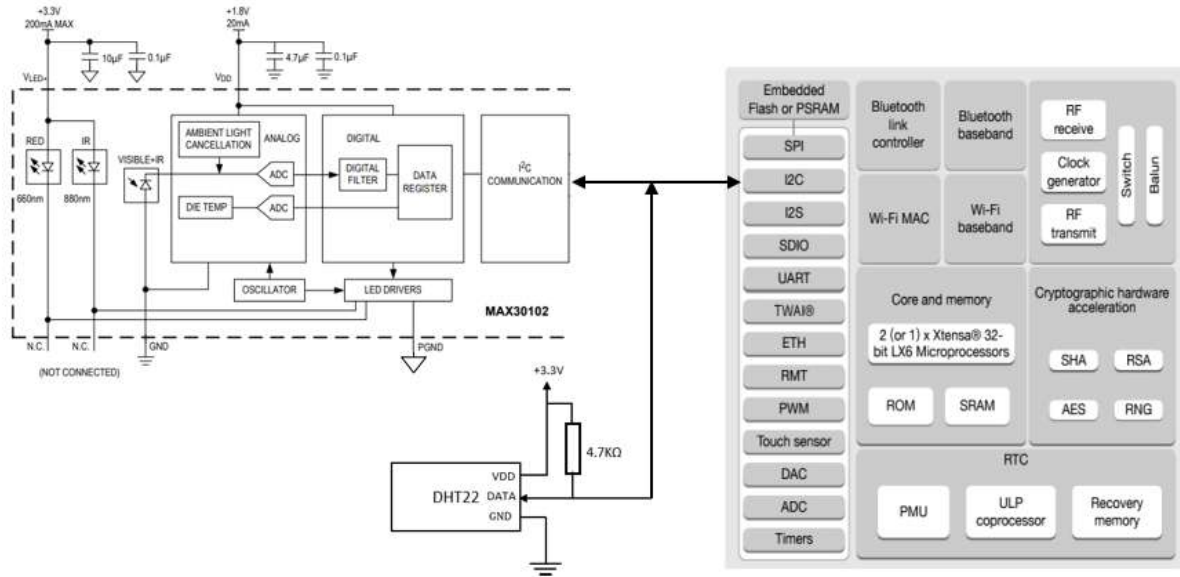


Fig. 43. Esquema de funcionamiento.

En la medición de las condiciones ambientales (temperatura y humedad relativa), El sensor DHT22 utiliza un protocolo de comunicación digital para enviar la información de temperatura y humedad al microcontrolador. Utiliza una única línea de datos para la comunicación, conocida como la línea de señal (DATA).

El sensor envía los datos de temperatura y humedad al microcontrolador. Los datos se envían en forma de señales digitales moduladas por la duración de cada pulso. Un pulso de duración corta representa un "0" lógico y un pulso de duración larga representa un "1" lógico. Después de recibir los datos, el microcontrolador verifica la integridad de estos. Esto se hace calculando un valor de checksum (suma de comprobación) a partir de los datos recibidos y comparándolo con un valor de checksum enviado por el sensor. Si hay una discrepancia, se puede solicitar nuevamente los datos.

3.1.4.2.2. Diagrama del Oxímetro

Los bloques que constituyen el sistema incluyen: la medición de los parámetros físicos con los sensores, el procesamiento de las señales por el microcontrolador y la alimentación eléctrica con la batería como se muestra en la figura 44.

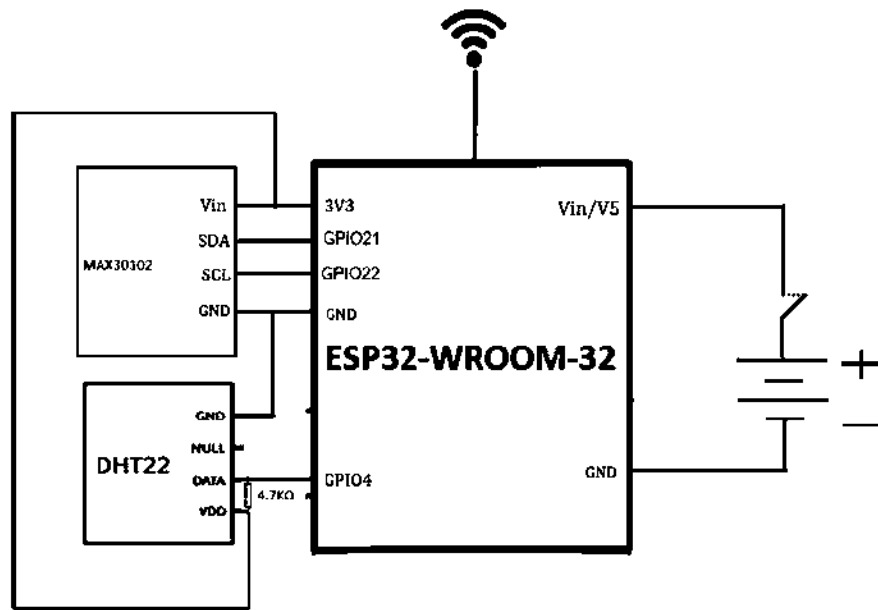


Fig. 44. Diagrama del oxímetro.

El hardware del sistema conecta el sensor MAX30102 y el sensor DHT22 al microcontrolador ESP32 según las especificaciones de cada uno y junto alimentado con la batería para proporcionar energía al sistema. Dado que el sistema está alimentado por una batería LiPo, es importante implementar una gestión eficiente de la energía para maximizar la duración de la batería. Esto puede incluir técnicas como la optimización del código, la implementación de modos de bajo consumo y la supervisión de la carga de la batería para evitar la descarga completa.

Utilizando el lenguaje de programación del entorno de desarrollo de Arduino se escribió el código necesario para leer los datos de los sensores y mandarlos a la nube utilizando la tecnología de Wifi incluido en el microcontrolador.

3.1.4.3. Instrumentación del Sistema en Protoboard

A continuación, se presentan las diferentes etapas que fueron desarrolladas en una placa de prototipado. La figura 45 muestra las etapas de lectura de fenómenos físicos con los sensores, el procesamiento de las señales y el envío de datos por Wifi con el microcontrolador ESP32.

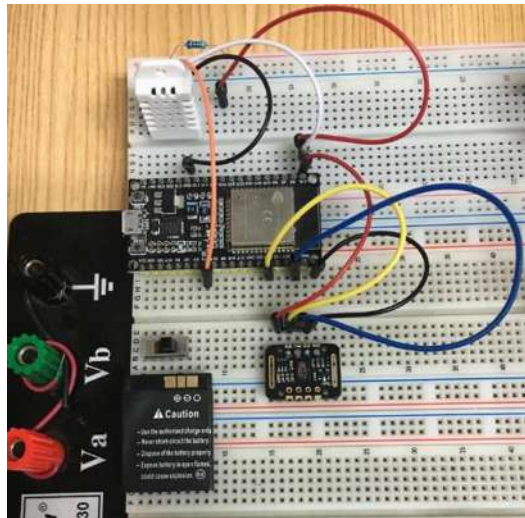


Fig. 45. Conexión del sistema en protoboard.

El objetivo de probar el proyecto en el protoboard (también conocido como breadboard) es validar y verificar el funcionamiento del circuito antes de pasar a la etapa de implementación definitiva. El protoboard permite construir rápidamente un prototipo del circuito y verificar si el diseño cumple con los requisitos y expectativas. Se conectaron las componentes electrónicas y se realizaron las pruebas preliminares para evaluar si el circuito funciona según lo previsto.

3.1.5. Concepción e Impresión 3D de la Caja del Prototipo

Autodesk Fusion 360 es un software de diseño y fabricación asistido por computadora (CAD/CAM) desarrollado por Autodesk. Es una herramienta integral que combina diseño 3D, simulación, modelado paramétrico, ingeniería, colaboración y fabricación en un solo entorno basado en la nube.

El modelado 3D de este proyecto fue posible gracias a Autodesk Fusion 360, ya que permitió crear un modelo sólido 3D utilizando técnicas de modelado paramétrico y de forma libre. El diseño fue creado desde cero hasta la forma final del prototipo para impresión 3D. la figura 46 abajo muestra la captura de la pantalla del diseño del prototipo.

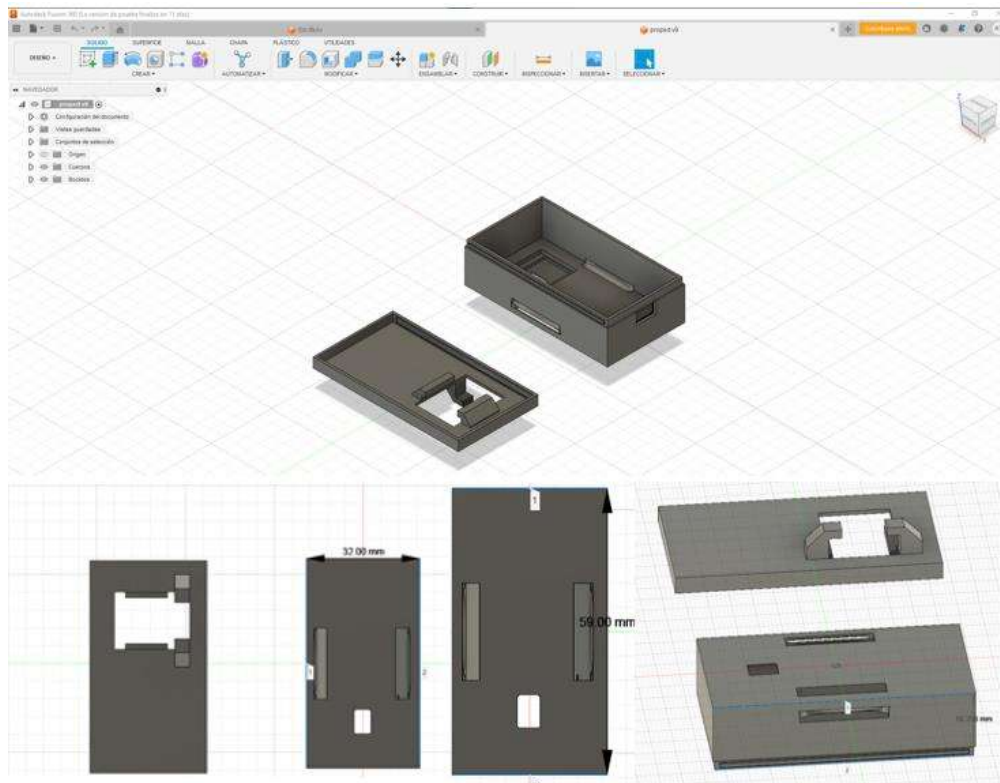


Fig. 46. Diseño del prototipo con Autodesk Fusion 360.

Después del diseño del prototipo en el software, se imprimió el modelo usando la impresora 3D, la figura 47 muestra el modelo impreso de tamaño 59x32x16 mm.

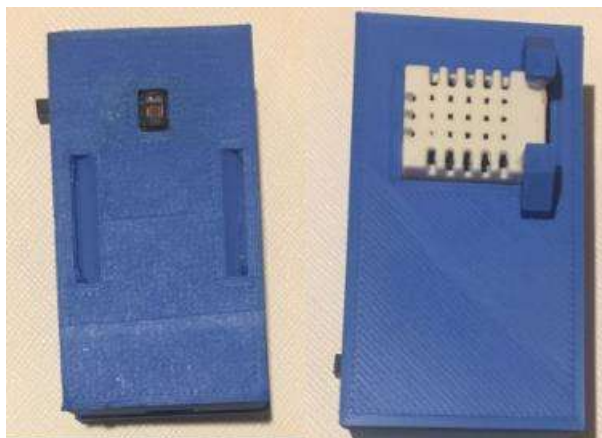


Fig. 47. Ambos lados del oxímetro impreso.

3.2. Software

3.2.1. Entorno de Desarrollo Integrado de Arduino

Un entorno de desarrollo integrado o entorno de desarrollo interactivo (en inglés integrated development environment IDE), es una aplicación informática que proporciona servicios integrales para facilitar al desarrollador o programador el desarrollo de software.

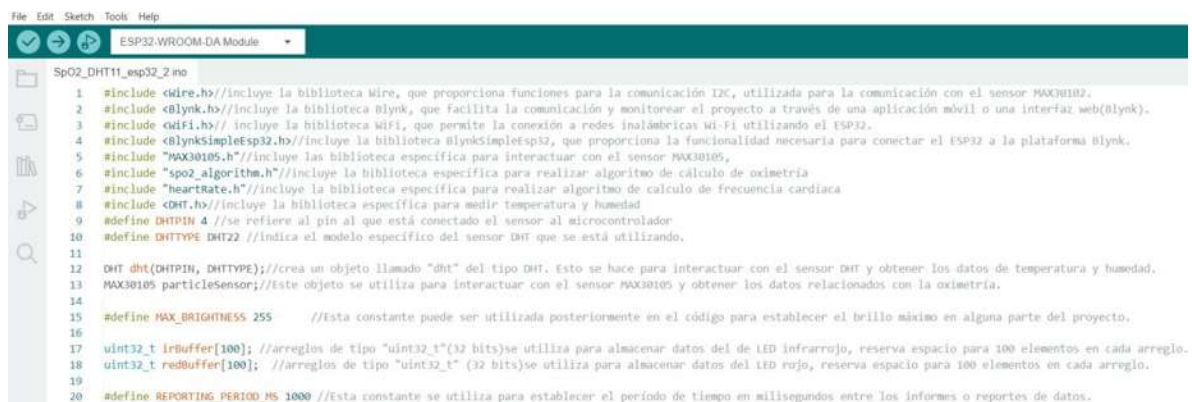
El IDE de Arduino es un software que proporciona un entorno de programación completo y fácil de usar para desarrollar proyectos con placas de desarrollo como Arduino, ESP32 y otros. Es una herramienta esencial para programar y cargar programas en microcontrolador, y ofrece una amplia variedad de características y funcionalidades que facilitan el proceso de desarrollo.

El IDE de Arduino viene con una amplia variedad de librerías predefinidas que contienen funciones y utilidades listas para usar. Estas librerías permiten acceder y utilizar diferentes dispositivos y periféricos de manera sencilla.

El ESP32 es compatible con el IDE de Arduino y se puede programar utilizando el lenguaje de programación de Arduino. En este proyecto se utilizó el IDE Arduino para

escribir y cargar el firmware en el ESP32, que controla la adquisición de datos de los sensores de oximetría (Max30102) y de condiciones ambientales (DHT22) y realiza las operaciones necesarias para calcular y procesar la saturación de oxígeno en la sangre (SpO2), la frecuencia cardiaca, la temperatura del ambiente y la humedad relativa.

Se agregó las librerías correspondientes al proyecto en el IDE para utilizar sus funciones y métodos para interactuar con los sensores. Estos incluyen las configuraciones de los sensores, la lectura de datos y la implementación de algoritmos de procesamiento de señales. En la figura 48 se muestra la parte del inicio de las líneas de códigos del sistema.



```
File Edit Sketch Tools Help
ESP32-WROOM-DA Module
SpO2_DHT11_esp32_2.ino
1 #include <Wire.h> //incluye la biblioteca Wire, que proporciona funciones para la comunicación I2C, utilizada para la comunicación con el sensor MAX30102.
2 #include <Blynk.h> //incluye la biblioteca Blynk, que facilita la comunicación y monitorear el proyecto a través de una aplicación móvil o una interfaz web(Blynk).
3 #include <WiFi.h> // incluye la biblioteca WiFi, que permite la conexión a redes inalámbricas Wi-Fi utilizando el ESP32.
4 #include <BlynkSimpleEsp32.h> //incluye la biblioteca BlynkSimpleEsp32, que proporciona la funcionalidad necesaria para conectar el ESP32 a la plataforma Blynk.
5 #include "MAX30105.h" //incluye las biblioteca específica para interactuar con el sensor MAX30105,
6 #include "spo2_algorithm.h" //incluye la biblioteca específica para realizar algoritmo de cálculo de oximetría
7 #include "heartRate.h" //incluye la biblioteca específica para realizar algoritmo de cálculo de frecuencia cardiaca
8 #include <DHT.h> //incluye la biblioteca específica para medir temperatura y humedad
9 #define DHTPIN 4 //se refiere al pin al que está conectado el sensor al microcontrolador
10 #define DHTTYPE DHT22 //indica el modelo específico del sensor DHT que se está utilizando.
11
12 DHT dht(DHTPIN, DHTTYPE); //crea un objeto llamado "dht" del tipo DHT. Esto se hace para interactuar con el sensor DHT y obtener los datos de temperatura y humedad.
13 MAX30105 particleSensor; //Este objeto se utiliza para interactuar con el sensor MAX30105 y obtener los datos relacionados con la oximetría.
14
15 #define MAX_BRIGHTNESS 255 //Esta constante puede ser utilizada posteriormente en el código para establecer el brillo máximo en alguna parte del proyecto.
16
17 uint32_t IrBuffer[100]; //arreglos de tipo "uint32_t"(32 bits)se utiliza para almacenar datos del de LED infrarrojo, reserva espacio para 100 elementos en cada arreglo.
18 uint32_t redBuffer[100]; //arreglos de tipo "uint32_t" (32 bits)se utiliza para almacenar datos del LED rojo, reserva espacio para 100 elementos en cada arreglo.
19
20 #define REPORTING_PERIOD_MS 1000 //Esta constante se utiliza para establecer el periodo de tiempo en milisegundos entre los informes o reportes de datos.
```

Fig. 48. Parte del código del proyecto en IDE Arduino.

Estas líneas de código son esenciales para incluir las bibliotecas necesarias y habilitar las funcionalidades requeridas para el proyecto en particular. Cada biblioteca proporciona funciones y métodos específicos que facilitan el desarrollo y la integración de los componentes en el proyecto. Las bibliotecas son útiles porque establecen la base para la interacción con los sensores DHT y MAX30102, así como la preparación de las estructuras de datos para almacenar la información recopilada por los sensores.

En el código la línea `#define REPORTING_PERIOD_MS 1000` se utilizó para controlar la frecuencia con la que se envían o procesan los datos. Se establece en 1000 milisegundos,

lo que equivale a 1 segundo. Esto significa que se realiza un informe o procesamiento de datos cada segundo.

También en el código se defino la conectividad a la red Wifi y la seguridad al acceso en la plataforma en la nube. Estas líneas de código abajo definen variables de tipo "char" que almacenan información de autenticación y configuración de red para el proyecto.

```
char auth[] = "uyRvWJY1C4ABJWmw-xLoaOLdPBVLB1Z1";//Auth Token got in the Blynk App.  
char ssid[] = "INFINITUM6084_2.4"; //nombre de la red  
char pass[] = "Xnp4YG94Cc"; //contraseña de la red
```

Estas variables se utilizan en el código para configurar la conexión a la red Wi-Fi y la autenticación en la plataforma Blynk. Los valores de estas variables deben ser modificados según la configuración de la red Wi-Fi y la clave de autenticación proporcionada por la plataforma Blynk.

La siguiente función del código:

```
192 //Después de reunir 25 muestras nuevas, vuelva a calcular HR y SpO2  
193 maxim_heart_rate_and_oxygen_saturation(irBuffer, bufferLength, redBuffer, &spo2, &validSPO2, &heartRate, &validHeartRate);
```

Esta función es una parte de la biblioteca "MAX30105.h" relacionado con el procesamiento de datos de oximetría y frecuencia cardíaca utilizando los valores almacenados en los arreglos "irBuffer" y "redBuffer".

A continuación, se detallan los argumentos que se están pasando a la función:

1. "irBuffer": Es el nombre del arreglo que contiene datos de la señal infrarroja del sensor utilizado para medir la oximetría. La función utilice los datos de la señal infrarroja para calcular la saturación de oxígeno en la sangre (SpO2).
2. "bufferLength": Es un valor entero que indica la longitud del arreglo "irBuffer" y del arreglo "redBuffer". Indica la cantidad de datos en cada arreglo que se utilizarán para el cálculo de la oximetría y la frecuencia cardíaca.
3. "redBuffer": Es el nombre de un arreglo que contiene datos de la señal roja del sensor utilizado para medir la oximetría. Esta función también utiliza los datos de la señal roja para el cálculo de la SpO2.

4. "&spo2" y "&validSP02": Son punteros a variables donde se almacenarán los resultados del cálculo de la SpO2. "&spo2" se refiere a una variable que almacenará el valor calculado de la SpO2, mientras que "&validSP02" es una variable booleana que indica si el valor de la SpO2 es válido o no.
5. "&heartRate" y "&validHeartRate": Son punteros a variables donde se almacenarán los resultados del cálculo de la frecuencia cardíaca. "&heartRate" se refiere a una variable que almacenará el valor calculado de la frecuencia cardíaca, mientras que "&validHeartRate" es una variable booleana que indica si el valor de la frecuencia cardíaca es válido o no.

Y las siguientes líneas del código:

```
125 | | | float humidity = dht.readHumidity(); // Lee la humedad relativa
126 | | | float temperature = dht.readTemperature(); // Lee la temperatura en grados Celsius
```

Estas líneas de código se utilizan para leer la temperatura y la humedad relativa utilizando el sensor DHT. Se explica de la manera siguiente:

- La línea "float humidity = dht.readHumidity();" utiliza la función "readHumidity()" del objeto "dht" para leer la humedad relativa actual. El valor de la humedad se guarda en la variable de tipo "float" llamada "humidity". La función "readHumidity()" devuelve un valor numérico que representa el porcentaje de humedad relativa.
- La línea "float temperature = dht.readTemperature();" utiliza la función "readTemperature()" del objeto "dht" para leer la temperatura actual. El valor de la temperatura se guarda en la variable de tipo "float" llamada "temperature". La función "readTemperature()" devuelve un valor numérico que representa la temperatura en grados Celsius.

Finalmente, las siguientes líneas de código como se muestra están utilizando la biblioteca Blynk para enviar datos a la plataforma Blynk a través de la conexión establecida previamente. Cada línea de código utiliza la función "Blynk.virtualWrite()" para enviar un valor específico a un widget virtual en la interfaz de Blynk.

```
169 | | | Blynk.virtualWrite(V8, spo2);  
170 | | | Blynk.virtualWrite(V7, heartRate);  
174 | | | Blynk.virtualWrite(V2, temperature);  
175 | | | Blynk.virtualWrite(V9, humidity);
```

- La línea "Blynk.virtualWrite(V8, spo2);" envía el valor de la variable "spo2" al widget virtual identificado como V8 en la interfaz de Blynk. Esto permite mostrar y visualizar el valor de saturación de oxígeno (SpO2) en la interfaz de Blynk.
- La línea "Blynk.virtualWrite(V7, heartRate);" envía el valor de la variable "heartRate" al widget virtual identificado como V7 en la interfaz de Blynk. Esto permite mostrar y visualizar el valor de la frecuencia cardíaca en la interfaz de Blynk.
- La línea "Blynk.virtualWrite(V2, temperature);" envía el valor de la variable "temperature" al widget virtual identificado como V2 en la interfaz de Blynk. Esto permite mostrar y visualizar el valor de la temperatura en la interfaz de Blynk.
- La línea "Blynk.virtualWrite(V9, humidity);" envía el valor de la variable "humidity" al widget virtual identificado como V9 en la interfaz de Blynk. Esto permite mostrar y visualizar el valor de la humedad en la interfaz de Blynk.

Estas líneas de código son utilizadas para actualizar y enviar los valores de los sensores (SpO2, frecuencia cardíaca, temperatura, humedad) a la interfaz de Blynk, lo que permite su visualización en tiempo real en la aplicación móvil o interfaz web de Blynk.

3.2.2. Plataforma de IOT Blynk

Blynk es una plataforma de desarrollo de aplicaciones móviles y servicios en la nube diseñada para facilitar la creación de proyectos de IoT (Internet of things). Proporciona una manera sencilla de conectar dispositivos y sensores a través de Internet y controlarlos o monitorearlos desde una aplicación móvil o una interfaz web. La figura

49 muestra los widgets de la interfaz web utilizados en este estudio para recibir los datos en la computadora.



Fig. 49. Configuración de widgets de la Interfaz web de Blynk.

Blynk ofrece una variedad de widgets y elementos de interfaz gráfica que se pueden arrastrar y soltar en una interfaz personalizada en la aplicación móvil o en la interfaz web. Estos widgets incluyen botones, deslizadores, gráficos, medidores, pantallas LCD virtuales y más, lo que permite una interacción intuitiva con los dispositivos y sensores conectados. Algunos widgets son de pago mientras que otros son gratuitos, depende del alcance del proyecto a realizar. La figura 50 muestra los widgets de la interfaz Mobile utilizados en este estudio para recibir los datos en el celular.

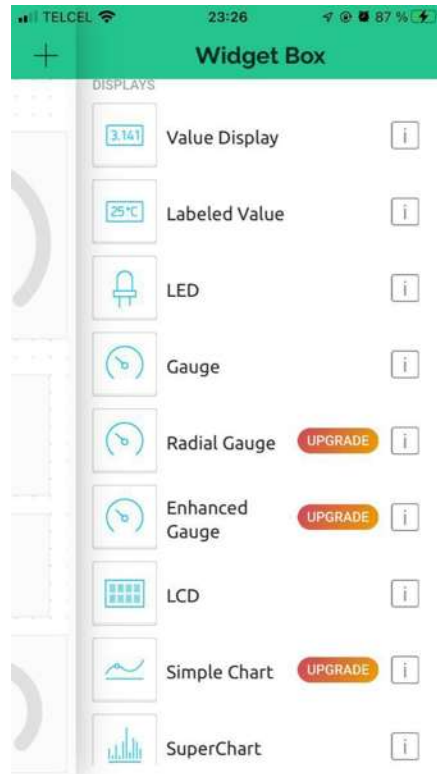


Fig. 50. Configuración de los widgets en aplicación móvil de Blynk.

La plataforma Blynk se basa en un modelo de cliente-servidor. Los dispositivos y sensores se conectan al servidor de Blynk a través de Internet, y la aplicación móvil o la interfaz web actúan como clientes para interactuar con los dispositivos y recibir actualizaciones en tiempo real de los datos recopilados. En la figura 51 se puede ver el camino de los datos desde el sensor hasta la computadora y celular pasando por el microcontrolador y la plataforma Blynk IOT.

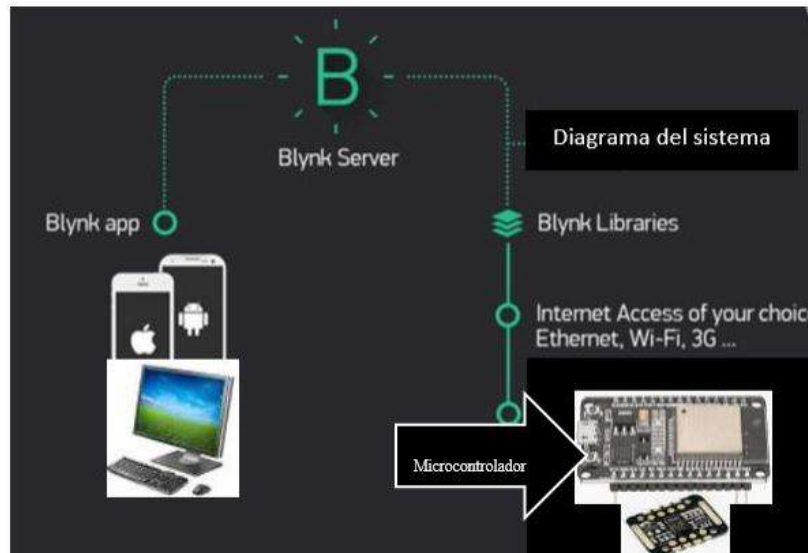


Fig. 51. Diagrama de comunicación del sistema con Blynk.

Blynk también proporciona unas bibliotecas de software fácil de usar para diferentes plataformas y microcontroladores, en el caso de este proyecto ESP32. Estas bibliotecas incluidas en IDE-ARDUINO simplifican la comunicación entre los oxímetros prototipados de este estudio y la plataforma Blynk, permitiendo el envío y recepción de datos, la visualización de datos en tiempo real y la implementación de lógica personalizada.

En resumen, Blynk es la plataforma que permitió crear aplicación móvil personalizada y servicios en la nube para controlar y monitorear los equipos de medición conectados mediante el microcontrolador ESP32 a través de Internet de manera fácil y rápida.

El proceso de conexión entre los oxímetros del proyecto y la plataforma Blynk implica las siguientes etapas:

1. Crear una cuenta en Blynk:

- Descargar la aplicación móvil de Blynk en el dispositivo (celular y computadora) y crear una cuenta en la plataforma.
- Obtener la clave de autenticación (token) en la sección de administración de proyectos en la aplicación Blynk. Esta clave que se implementa en el código de programación (Arduino IDE) permite la conexión entre el

microcontrolador a la plataforma IOT (Blynk).

2. Preparar el microcontrolador:

- Instalar la biblioteca de Blynk en el IDE de Arduino.

3. Configurar el proyecto en Blynk:

- Abrir la aplicación Blynk en el dispositivo móvil y crear un nuevo proyecto.
- Configurar los widgets y elementos de la interfaz que se necesita para interactuar con el microcontrolador. En este caso indicadores, gráficos y valores etiquetados.

4. Programar el microcontrolador:

- Importar la biblioteca de Blynk al inicio del código usando la instrucción `#include <Blynk.h>`.
- Configurar la conexión Wi-Fi en el microcontrolador ESP32 utilizando las bibliotecas y funciones específicas (`WiFi.begin()`).
- En la función `setup()`, configurar la conexión a Blynk utilizando la función `Blynk.begin(auth, ssid, pass)`. Reemplazar `auth` con la clave de autenticación obtenida en el paso 1 y `ssid` y `pass` con los detalles de la red Wi-Fi.
- En la función `loop()`, se realiza acciones y enviar datos a Blynk utilizando las funciones de la biblioteca de Blynk, como `Blynk.virtualWrite()` para enviar datos a los widgets en la interfaz de Blynk.

5. Cargar el programa en el microcontrolador:

- Conectar el microcontrolador a la computadora mediante un cable USB.
- Seleccionar el puerto adecuado y el tipo de placa en el IDE de Arduino.
- Compilar el código y cargar el programa en el microcontrolador presionando el botón de carga (Upload).

6. Verificar la conexión en Blynk:

- Una vez que el programa se haya cargado correctamente en el microcontrolador, regresar a la aplicación Blynk en el dispositivo móvil o interfaz web.

- Abrir el proyecto y verificar que el microcontrolador se conecte correctamente y envía los datos.

Sobre la seguridad informática, Blynk ofrece varias capas de seguridad para proteger el proyecto y datos contra hackers y accesos no autorizados. A continuación, se describen algunas de las características de seguridad de Blynk:

1. Autenticación de dispositivos: Blynk utiliza un sistema de autenticación de dispositivos que requiere una clave de autenticación (token) única para cada proyecto. Esta clave se utiliza para establecer la conexión entre el microcontrolador y la plataforma Blynk. Sin esta clave, no es posible acceder a los datos ni controlar los dispositivos.
2. Comunicación segura: Blynk utiliza protocolos de comunicación seguros como SSL/TLS (Secure Sockets Layer/Transport Layer Security) para cifrar las comunicaciones entre el microcontrolador y la plataforma. Esto asegura que los datos se transmitan de manera segura y protege contra posibles ataques de interceptación o manipulación de datos.
3. Control de acceso: Blynk permite configurar permisos de acceso para diferentes usuarios en un proyecto. Se puede definir qué widgets y funciones están disponibles para cada usuario, lo que brinda control sobre quién puede ver y controlar los dispositivos conectados.
4. Privacidad de datos: Blynk respeta la privacidad de los datos y no comparte ni vende la información personal. Además, los datos almacenados en la plataforma están protegidos mediante medidas de seguridad adecuadas para evitar accesos no autorizados.

Es importante destacar que, aunque Blynk ofrece una seguridad robusta, también es responsabilidad del usuario tomar medidas adicionales para proteger su proyecto. Esto puede incluir configurar contraseñas seguras en los dispositivos, utilizar redes Wi-Fi seguras y mantener el firmware actualizado para aprovechar las últimas mejoras de seguridad.

3.3. Red de Monitoreo Remoto de Dos Prototipos

El propósito de este estudio es establecer una interconexión entre 2 oxímetros diseñados para el seguimiento de bebés, con el fin de medir sus parámetros vitales, tales como la SpO2 y la frecuencia cardíaca, junto con las condiciones ambientales, incluyendo la temperatura ambiente y la humedad relativa. Con el fin de enviar estos datos a distancia, tanto a una computadora para la interfaz web como a un teléfono celular para la interfaz móvil, se implementarán los mecanismos necesarios para lograr una comunicación efectiva entre los oxímetros y los dispositivos receptores

Entonces para llevar a cabo a este propósito, se hizo lo siguiente:

1. Configuración del hardware (diseño del prototipo);
2. Programación del microcontrolador y conexión a la red Wifi (en Arduino IDE);
3. Configuración de la plataforma Blynk (en el código del microcontrolador);
4. Configuración en la computadora y celular que reciben los datos.

Con este proyecto, los sensores conectados a los microcontroladores ESP32 leerán continuamente los datos de SpO2, frecuencia cardíaca, temperatura y humedad. Luego, los enviarán a través de la conexión Wi-Fi a la plataforma Blynk. El médico, utilizando la aplicación de Blynk en su computadora, podrá ver los datos en tiempo real y monitorear a los neonatos a distancia. La siguiente figura 52 muestra el diagrama global de la red con dos oxímetros, pero la red puede funcionar con más equipos.

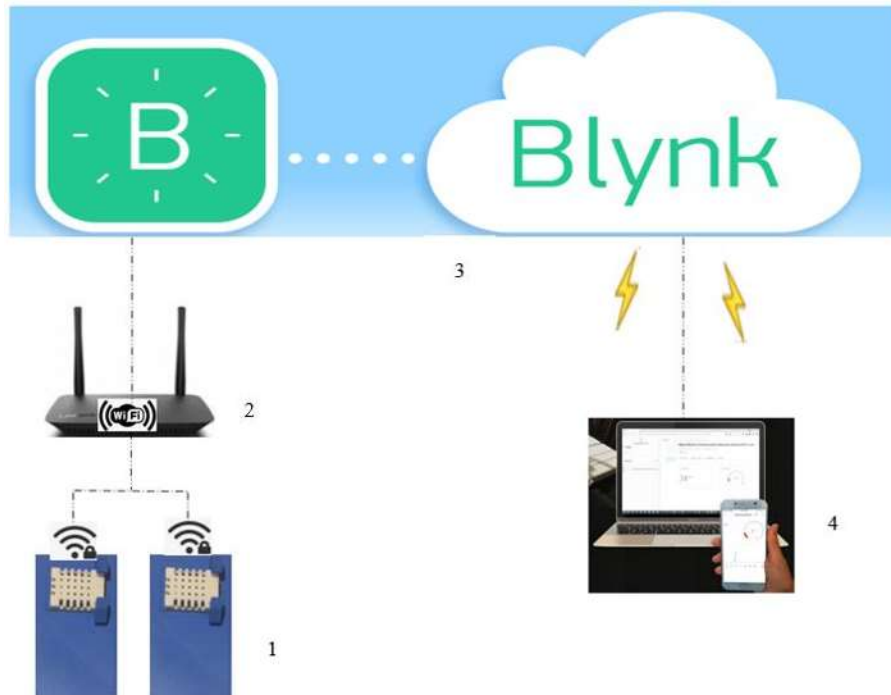


Fig. 52. Red de dos oxímetros conectados a la nube.

La primera etapa consta de oxímetros desarrollados para la medición de señales vitales y condiciones ambientales de los recién nacidos. Se puede aumentar la cantidad de equipos a conectar según sea necesario, pero en la política de Blynk la versión gratuita permite hasta 3 dispositivos. El segundo paso es el enrutador wifi para conectar dispositivos a Internet mientras se observan los protocolos de seguridad. El tercer paso consiste en crear una cuenta en la nube de Blynk para poder obtener el número de autenticación y así establecer la conexión entre el microcontrolador implementado en el dispositivo y el servidor de Blynk. El cuarto paso es la configuración de la computadora cliente y celular que deben recibir los datos, lo que pueden usar las enfermeras encargada del seguimiento de los recién nacidos a distancia. Aquí es donde se realizará la elección de los widgets que recibirán los datos de los microcontroladores. La tabla 15 muestra las diferentes opciones de uso de Blynk.

Tabla 15. La gama de uso de Blynk [89].

	VERSIÓN GRATUITA	VERSIÓN PLUS	VERSIÓN PRO
<i>Número de dispositivos(template)</i>	3	10	50
<i>Tipo de widgets</i>	Free	Plus	Pro
<i>Número de flujos de datos por widget(datastream)</i>	10	80	200
<i>Almacenamiento de datos históricos</i>	1 Semana	3 Meses	6 Meses
<i>Pago mensual</i>	0 \$ mxn	128.9 \$ mxn	903.3 \$ mxn

CAPITULO 4: PRUEBAS DE MEDICIÓN

4.1. Colocación y Medición del Dispositivo en Niño

Para las pruebas de funcionalidad del dispositivo, las medidas se tomaron de un niño varón de dos años en reposo. El dispositivo se coloca en su pierna derecha y las lecturas simultáneas se pueden apreciar la aplicación Blynk en el teléfono iPhone 6s y la computadora Asus. Como parte de la red, se utilizó un segundo prototipo montado en un protoboard para visualizar los datos desde dos dispositivos diferentes (oxímetro 1 y oxímetro 2). La figura 53 muestra la imagen de la foto tomada al niño mientras el dispositivo mide los parámetros y envía los datos a la computadora y celular.



Fig. 53. Prueba de medición de medición.

4.2. Visualización de Resultados y Gráficos

La visualización de los parámetros se realiza a través de la aplicación Blynk en su interfaz móvil e interfaz web simultáneamente. En esta interfaz web se pueden ver los diferentes equipos conectados al sistema, para el caso de este estudio se conectaron dos oxímetros que el operador puede consultar cuando quiera de acuerdo con la necesidad y la urgencia de cada niño. La figura 54 muestra la captura de la

pantalla del operador en la interfaz web del proyecto.



Fig. 54. Visualización de datos en la computadora.

En el tablero de la interfaz web es posible leer la saturación de oxígeno en la sangre con su tendencia temporal, la frecuencia cardíaca y su tendencia temporal, pero también visualizar la temperatura y la humedad ambiental en tiempo real. Para este caso de medición de cuatro minutos, estando el niño en buen estado de salud, su SpO2 está en promedio al 98% y la frecuencia cardíaca está en promedio a 93 latidos por minuto, siendo la temperatura y la humedad casi constantes dan 36,6°C para la temperatura y 29,2% de la humedad relativa en la habitación donde dormía el bebé.

En el mismo tiempo se puede leer los datos en el celular, la figura 55 muestra la aplicación móvil de lectura de resultado.



Fig. 55. Visualización de los parámetros en la aplicación móvil.

4.2.1. Grafica de la Saturación de Oxígeno

Un nivel de saturación de oxígeno normal oscila entre el 95 % y el 100 %. Los niveles de saturación pueden ser un poco más bajos y considerarse aceptables si hay una enfermedad pulmonar como EPOC o neumonía. Los niveles también pueden ser más bajos si vive en una zona con mayor elevación. La primera grafica de este estudio presenta la evolución de la SpO2 en el tiempo para analizar el desempeño del dispositivo en forma prolongada. La figura 56 presenta la tendencia de este signo vital en el niño de dos años en buen estado de salud.



Fig. 56. Grafica de la saturación de oxígeno.

La interpretación de los resultados de la gráfica de la saturación de oxígeno (SpO₂) a lo largo del tiempo puede proporcionar información importante sobre la salud y el bienestar de una persona. Las variaciones normales pueden estar influenciadas por la respiración o el movimiento. En este caso las fluctuaciones son mínimas y la SpO₂ se mantiene dentro del rango saludable, esto es indicativo de una buena oxigenación.

Se presta atención a cualquier pico o caída repentina en la gráfica de la SpO₂. Esto puede indicar eventos como hiperventilación, apnea del sueño, arritmias cardiacas o problemas respiratorios agudos. Estos cambios bruscos deben ser investigados y evaluados por un profesional médico, pero en la prueba de esta primera medición todo se comporta bien.

4.2.2. Grafica de la Frecuencia Cardiaca

La gráfica de la frecuencia cardíaca en tiempo real muestra la variación de los latidos del corazón a lo largo del tiempo. Esta gráfica puede proporcionar información valiosa sobre el ritmo y la regularidad del corazón, así como posibles irregularidades o cambios significativos en la frecuencia cardíaca. La figura 57 muestra la tendencia de variación del ritmo cardiaco en tiempo.

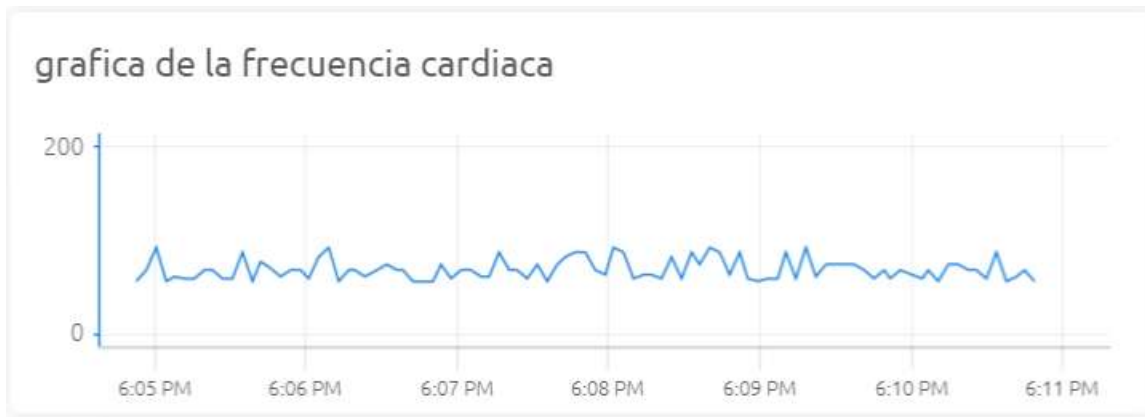


Fig. 57. Grafica de la frecuencia cardiaca.

La línea base de la gráfica muestra la frecuencia cardíaca en reposo o el ritmo cardíaco basal. En condiciones normales, la frecuencia cardíaca en reposo suele estar entre 60 y 100 latidos por minuto, pero esto puede variar según la edad (ver la tabla 2 de valores de referencia de la frecuencia cardíaca según edad), el estado de salud y otros factores individuales. En este caso la lectura de este parámetro mostró muchas variaciones, aunque se mantiene dentro del rango normal. Pero esto debe ser parte de las mejoras al dispositivo al futuro. Según la medición tomada en el niño, el rango inferior es de 70 latidos por minuto y el rango superior es de 93 latidos por minuto.

4.2.3. Grafica de la Temperatura

A medida que la temperatura aumenta, la capacidad del agua para retener oxígeno disminuye. Esto puede tener un efecto indirecto en la SpO₂, ya que la cantidad de oxígeno disuelto en la sangre puede variar ligeramente en respuesta a cambios en la temperatura ambiental. Cuando la temperatura ambiental aumenta, el cuerpo puede incrementar su temperatura interna para mantener un equilibrio térmico. Esto puede influir en la frecuencia cardíaca y en el patrón respiratorio.

Al comentar una gráfica de temperatura ambiental, se busca las tendencias generales, variaciones y eventos inusuales, y para comparar con otros factores relevantes y obtener una mejor comprensión del entorno y posibles problemas o cambios significativos. La siguiente figura 58 muestra la medición en tiempo real de la temperatura de la habitación donde está el niño.

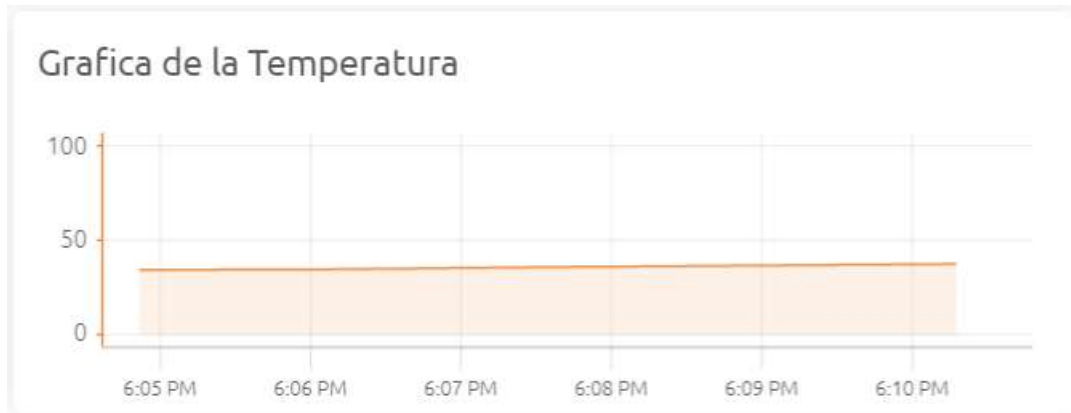


Fig. 58. Grafica de la temperatura en tiempo real.

Observando las tendencias generales en la gráfica de temperatura a lo largo del tiempo muestra que la temperatura se mantiene estable, no fluctuaciones regulares o cambios abruptos, eso puede confirmar la calidad del sensor utilizado por esta medición. La temperatura medida (36°C) corresponde a las condiciones meteorológicas de la ciudad de Morelia donde el calor aumenta en este momento. La finalidad de esta medición será útil en caso de controlar la temperatura de una incubadora cuando un neonato se coloca a dentro.

4.2.4. Grafica de la Humedad Relativa

La medición de la humedad es importante para garantizar el confort, la salud, la conservación de materiales, la eficiencia energética y el control de procesos en diversos entornos. Permite tomar medidas preventivas y correctivas para mantener un equilibrio adecuado de humedad y crear un ambiente saludable y funcional.

Los neonatos, especialmente los prematuros, son muy sensibles a los cambios de temperatura y humedad. La humedad adecuada en la incubadora ayuda a mantener una temperatura y un ambiente confortables para el bebé, evitando la pérdida excesiva de calor y reduciendo el riesgo de hipotermia o hipertermia. En la prueba de medición de este prototipo se midió la humedad de la habitación donde durmió el pequeño como se

muestra en la figura 59, el valor de 29.8% es la humedad medida en este lugar.

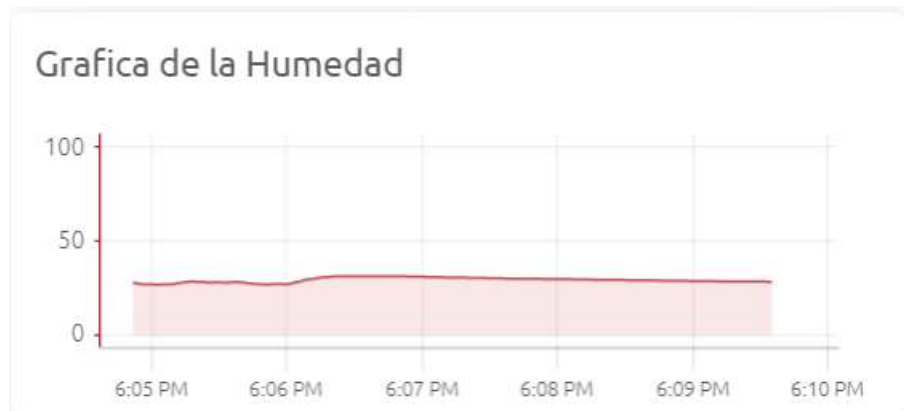


Fig. 59. Grafica de medición de la humedad en tiempo real.

Los neonatos tienen una mayor proporción de agua en su cuerpo en comparación con los adultos, lo que los hace más susceptibles a la deshidratación. Un ambiente con una humedad adecuada ayuda a prevenir la pérdida excesiva de agua a través de la piel y las vías respiratorias, manteniendo un equilibrio hídrico adecuado. Se anotó en esta medición que el sensor es capaz de medir la humedad relativa del entorno donde se colocan los neonatos.

4.3. Comparación de las Mediciones

Refiriéndose a un modelo de oxímetro comercial, se realizaron una serie de mediciones prolongadas de 30 minutos del prototipo en tres intervalos de tiempo diferentes en reposo, con los siguientes resultados:

- En las condiciones ambientales de 36°C de temperatura y 30% de humedad, el prototipo se coloca en el niño al mismo tiempo que el modelo comercial como se muestra en la figura 60.



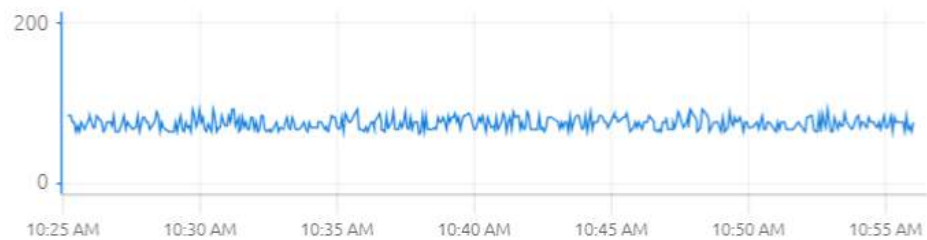
Fig. 60. Primera medición prolongada.

La medición duró 30 minutos, desde las 10:25 AM hasta las 10:55 AM, y los gráficos a continuación muestran en la figura 61 los resultados obtenidos.

Grafica de la saturación de O₂



Grafica de la frecuencia cardiaca



Grafica de la Humedad



Grafica de la Temperatura



Fig. 61. Resultado de la primera medición prolongada.

En este primer intento de medición prolongada, se observó que la saturación de oxígeno del prototipo variaba entre 96 y 99%, mientras que la del modelo comercial variaba entre 95 y 97%. Por otro lado, la variación de la frecuencia cardíaca del prototipo estuvo en el rango de 70 a 93 bpm, mientras que la variación del modelo comercial fue de 80 a 95 bpm.

- El segundo intento de medición se llevó a cabo durante un sueño profundo, desde las 3:05 AM hasta las 3:40 AM, en condiciones ambientales medidas por el prototipo que mostraron una temperatura de la habitación del niño de 36.3°C y una humedad del 32.5%, como se puede observar en la figura 62.



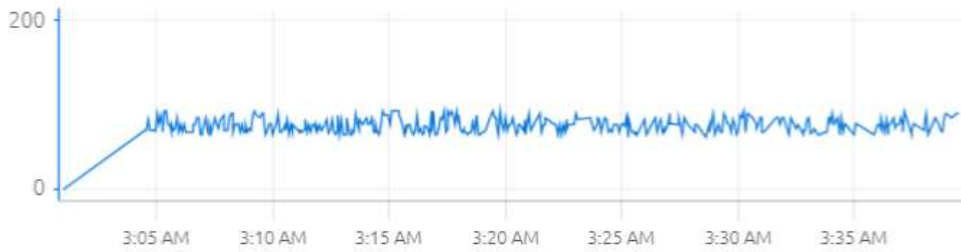
Fig. 62. Segunda medición prolongada con el prototipo y oxímetro comercial.

La medición duró 35 minutos, y los gráficos a continuación muestran en la figura 63 los resultados obtenidos de esta última medición de prueba.

grafica de la saturación de O2



grafica de la frecuencia cardiaca



Grafica de la Temperatura



Grafica de la Humedad



Fig. 63. Resultado de la segunda medición prolongada.

Se observó con el prototipo una variación entre 95 y 98%, contra una variación de 94 y 96% por el comercial. Mientras la frecuencia cardiaca del prototipo estuvo en el rango de 65 a 98 bpm contra 85 a 99 bpm del oxímetro comercial.

CAPITULO 5: DISCUSIÓN Y CONCLUSIONES

En esta tesis se realizaron por una parte un estudio teórico encaminados a entender el comportamiento de la radiación de luz roja a 660nm y de luz infrarroja cercana a 880nm sobre los tejidos biológicos del cuerpo humano. Se anotaron que cuando los tejidos biológicos son irradiados con luces de estas dos longitudes de onda, se produce una serie de interacciones que pueden ser aprovechadas en aplicaciones médicas y de monitoreo. A continuación, se describen algunos de los principales comportamientos de la interacción de la luz con los tejidos:

1. Absorción de luz: Los tejidos biológicos tienen cierta capacidad para absorber la luz en diferentes longitudes de onda. La hemoglobina presente en los glóbulos rojos de la sangre es uno de los principales cromóforos que absorbe la luz en el rango visible e infrarrojo cercano. La hemoglobina oxigenada tiene una mayor absorción en la longitud de onda de 660 nm (roja), mientras que la hemoglobina desoxigenada tiene una mayor absorción en la longitud de onda de 880 nm (infrarroja).
2. Reflectancia: Los tejidos biológicos también pueden reflejar parte de la luz incidente. La cantidad de luz reflejada depende de la composición y estructura del tejido, así como de la longitud de onda de la luz utilizada.
3. Penetración en los tejidos: La luz de longitud de onda más larga, como la infrarroja cercana (880 nm), tiene una mayor capacidad de penetración en los tejidos debido a su menor absorción y dispersión. Esto permite que la luz infrarroja alcance estructuras más profundas, como los vasos sanguíneos y los tejidos subyacentes. Se presentó la gráfica confirmando esta profundidad estas luces.
4. Oximetría de pulso: La combinación de luces de 660nm y 880nm se utiliza en la oximetría de pulso para medir la saturación de oxígeno en la sangre y la frecuencia cardiaca. La diferencia en la absorción de estas dos longitudes de onda por parte de la hemoglobina oxigenada y desoxigenada permite calcular la saturación de oxígeno en la sangre arterial.

Por lo que para lograr este fin se realizó una revisión de la anatomía y fisiología del cuerpo humano con el fin de comprender el mecanismo de producción de oxígeno, su transporte a través de la sangre y su interacción con las células.

Por otro lado, se ha llevado a cabo el estudio del desarrollo de un instrumento para medir la saturación de oxígeno y la frecuencia cardiaca en recién nacidos. con esto en mente, también era necesario facilitar el control permanente del ambiente donde se ubican estos bebés. Así, se han añadido como parámetro de medida en tiempo real las medidas de la temperatura ambiente y la tasa de humedad relativas a este medio. se planteó la cuestión de limitar el acceso a esta sala vigilando a todos los recién nacidos, por eso el aspecto de la red de oxímetros enviando los datos de forma remota a una computadora o teléfono del médico responsable de este seguimiento.

En resumen, durante este estudio, se logró desarrollar un instrumento de medición multifuncional que permite medir de manera precisa y simultánea la saturación de oxígeno, la frecuencia cardíaca, la temperatura ambiental y la humedad relativa. La integración exitosa del microcontrolador ESP32 con la plataforma Blynk permitió establecer una red de monitoreo remoto que puede incluir muchos dispositivos de medición.

Los resultados obtenidos demostraron que el instrumento de medición es capaz de medir los parámetros de interés y transmitirlos de manera confiable a través de la conexión a la plataforma Blynk. La interfaz gráfica intuitiva de Blynk permite una fácil interpretación de los datos, lo que facilita el monitoreo continuo y la toma de decisiones médicas informadas.

Esta implementación tiene aplicaciones significativas en entornos médicos, permitiendo a los profesionales de la salud acceder a información vital de los pacientes de forma remota y en tiempo real donde sea que estén en el mundo. Esto puede mejorar

la eficiencia del monitoreo, permitiendo una respuesta más rápida ante cualquier cambio en la saturación de oxígeno, la frecuencia cardíaca o las condiciones ambientales.

Este estudio se enfocó en la parte de instrumentación y la transmisión de datos del proyecto, pero también abre la puerta a futuras investigaciones y posibles estudios adicionales. Esto brinda oportunidades para futuras mejoras y expansiones, lo que podría incluir:

- Realizar estudio de validación y comparación con dispositivos de medición estándar para evaluar la precisión y la confiabilidad del instrumento desarrollado, siguiendo los protocolos de medición en el área de la salud (hospital).
- Investigar la viabilidad de integrar sensores de grado médico adicionales para medir parámetros relevantes, tales como presión arterial, frecuencia respiratoria y temperatura corporal. Como parte de la mejora del hardware, es necesario optimizar la eficiencia energética del sistema con el propósito de prolongar la duración de la batería, posibilitando una operación prolongada sin necesidad de recargas frecuentes.
- Con el fin de mejorar la seguridad de los datos, es necesario llevar a cabo un estudio detallado que incluya la implementación de técnicas de cifrado y medidas adicionales de seguridad. Esto permitirá garantizar la confidencialidad y protección de la información transmitida a través de la red de monitoreo remoto.
- Aunque la aplicación Blynk ofrece muchas ventajas, se debe tener en cuenta que existe un límite en la cantidad de datos a transmitir y dispositivos conectados en la red, lo que requiere realizar un estudio para desarrollar una interfaz web específica y una aplicación móvil personalizada para este proyecto. Esto proporcionará una mayor libertad para expandir y ampliar este estudio de manera más adecuada y personalizada.

Estas recomendaciones abren la puerta a futuras investigaciones y mejoras en la tecnología de monitoreo médico remoto, con el objetivo de brindar un cuidado más eficiente, preciso y personalizado a los pacientes.

Bibliográfica

1. Andrian, A., Mak'ruf, M. R., & Putra, M. P. A. T. (2020). Rancang Bangun Otomasi Oxygen Flow Meter Berbasis Level SpO₂. *Jurnal Teknokes*, 13(2), 75-80.
2. Shabeeb, A. G., Al-Askery, A. J., & Nahi, Z. M. (2020). Remote monitoring of a premature infants incubator. *Indonesian Journal of Electrical Engineering and Computer Science*, 17(3), 1232-1238.
3. Rizqiani, R. F., & Yuliana, L. (2014). Faktorfaktor yang Mempengaruhi Kematian Bayi Prematur di Indonesia. *E-Journal Widya Kesehatan dan Lingkungan*, 1(1), 224517.
4. Sowmiya, S., Smrithi, V., & Irin Loretta, G. (2018). Monitoring of incubator using IoT. *Int. Res. J. Eng. Technol*, 5(4), 635-638.
5. Doukkali, L., Mechita, N. B., Lahlou, L., Habibi, M., & Barkat, A. (2016). The Issue of Care Given to Premature Infants in the Provincial Hospital Center of Missouri. *Journal of Biosciences and Medicines*, 4(05), 76.
6. Narayana, M. V., Dusarlapudi, K., Kiran, K. U., & Kumar, B. S. (2017). IoT based real time neonate monitoring system using arduino. *J Adv Res Dyn Control Syst*, 9(14), 1764-1772.
7. Severinghaus, J. W., & Astrup, P. B. (1986). History of blood gas analysis. IV. Leland Clark's oxygen electrode. *Journal of clinical monitoring*, 2, 125-139.
8. Kreuzer, F. (1957). A new polarographic procedure for measuring the blood oxygen tension in vitro. *Experientia*, 13, 300-300.
9. Kreuzer, F., Kimmich, H. P., & Březina, M. (1980). *Polarographic determination of oxygen in biological materials*.
10. Barker, S. J., & Badal, J. J. (2008). The measurement of dyshemoglobins and total hemoglobin by pulse oximetry. *Current Opinion in Anesthesiology*, 21(6), 805-810.
11. Chen, W., Bambang Oetomo, S., Feijs, L., Bouwstra, S., Ayoola, I., & Dols, S. (2010). Design of an integrated sensor platform for vital sign monitoring of newborn infants at neonatal intensive care units. *Journal of Healthcare Engineering*, 1(4), 535-554.
12. Nugraha, P. C., Mak'ruf, M. R., Luthfiah, S., & Caesarendra, W. (2021). Long Distance Dual SpO₂ Monitoring System for Premature Babies Using Bluetooth Communication. *Journal of Electronics, Electromedical Engineering, and Medical Informatics*, 3(2), 106-110.
13. Budi, D. B. S., Maulana, R., & Fitriyah, H. (2019). Sistem deteksi gejala Hipoksia berdasarkan saturasi oksigen dan detak jantung menggunakan metode fuzzy berbasis arduino. *Jurnal Pengembangan Teknologi Informasi dan Ilmu Komputer*, 3(2), 1925-1933.
14. Kaunang, A. W., Wilar, R., & Rompis, J. (2015). Perbandingan Kadar Saturasi Oksigen Hari Pertama Dan Hari Ketiga Pada Bayi Baru Lahir. *e-CliniC*, 3(1).
15. Dimich, I., Singh, P. P., Adell, A., Hendler, M., Sonnenklar, N., & Jhaveri, M. (1991). Evaluation of oxygen saturation monitoring by pulse oximetry in neonates in the delivery system. *Canadian journal of anaesthesia*, 38, 985-988.

16. Harris, A. P., Sendak, M. J., & Donham, R. T. (1986). Changes in arterial oxygen saturation immediately after birth in the human neonate. *The Journal of pediatrics*, 109(1), 117-119.
17. Parihar, V. R., Tonge, A. Y., & Ganorkar, P. D. (2017). Heartbeat and temperature monitoring system for remote patients using Arduino. *International Journal of Advanced Engineering Research and Science*, 4(5), 55-58.
18. Agustine, L., Muljono, I., Angka, P. R., Gunadhi, A., Lestariningsih, D., & Weliamto, W. A. (2018, November). Heart rate monitoring device for arrhythmia using pulse oximeter sensor based on android. In *2018 International Conference on Computer Engineering, Network and Intelligent Multimedia (CENIM)* (pp. 106-111). IEEE.
19. Guber, A., Epstein Shochet, G., Kohn, S., & Shitrit, D. (2019). Wrist-sensor pulse oximeter enables prolonged patient monitoring in chronic lung diseases. *Journal of Medical Systems*, 43, 1-7.
20. Nugraha, P. C., Mak'ruf, M. R., Luthfiah, S., & Caesarendra, W. (2021). Long Distance Dual SpO2 Monitoring System for Premature Babies Using Bluetooth Communication. *Journal of Electronics, Electromedical Engineering, and Medical Informatics*, 3(2), 106-110.
21. Rosen, L. M., Yamamoto, L. G., & Wiebe, R. A. (1989). Pulse oximetry to identify a high-risk group of children with wheezing. *The American journal of emergency medicine*, 7(6), 567-570.
22. Bhuyan, M. H., & Sarder, M. R. (2021). Design, Simulation, and Implementation of a Digital Pulse Oxygen Saturation Measurement System Using the Arduino Microcontroller. *International Journal of Biomedical and Biological Engineering*, 15(2), 105-111.
23. Viatom. (2022). PO5 BabyO2 Infant Pediatric Pulse Oximeter User Manual; March 2022.
24. Patient Safety Company. (2022). Operator's Manual Patient SafetyNet Supplemental Alarm System Series 5.0.0.0 [Operator's Manual], Chicago.
25. Flores, S. A. I., Konno, H. J., Massafra, A. M., & Schiaffino, L. (2018, November). Simultaneous humidity and temperature fuzzy logic control in neonatal incubators. In *2018 Argentine Conference on Automatic Control (AADECA)* (pp. 1-6). IEEE.
26. Adams-Chapman, I., & Stoll, B. J. (2002). Prevention of nosocomial infections in the neonatal intensive care unit. *Current opinion in pediatrics*, 14(2), 157-164.
27. National heart, lung and blood Institute; “que aspecto tiene el corazón”, *March 2022*.
<https://www.nhlbi.nih.gov/es/salud/corazon/anatomia>.
28. González, J. V., Arenas, O. A. V., & González, V. V. (2012). Semiología de los signos vitales: Una mirada novedosa a un problema vigente:/Vitals sign semiology: the new look to an actual problem. *Archivos de Medicina (Manizales)*, 12(2), 221-240.

29. Cárcamo, A. A. C., Reyes, M. G. M., & Urbina, S. M. S. (2019, November). Low cost Pulse Oximeter using Arduino. In *2019 IEEE CHILEAN Conference on Electrical, Electronics Engineering, Information and Communication Technologies (CHILECON)* (pp. 1-6). IEEE.
30. The manual editorial staff. (March 2022). ¿Qué son los vasos sanguíneos? Recuperado de: <https://www.msmanuals.com/es-mx/hogar/breve-informaci%C3%B3n-trastornos-cardiovasculares/biolog%C3%ADa-del-coraz%C3%B3n-y-de-los-vasos-sangu%C3%ADneos/biolog%C3%ADa-de-los-vasos-sangu%C3%ADneos>
31. Muñoz Antón, L. A. (2005). *Sangre y sistema linfático* (Doctoral dissertation).
32. Webster, J. G. (Ed.). (1997). *Design of pulse oximeters*. CRC Press.
33. QFB-EHDL Antonio Villegas Sáenz. (s.f.). Aprende Hematología: Interpretación de la Citometría Hemática. Enlace Instituto Educación Profesional.
Recuperado de [Chrome extension://efaidnbmnnnibpcajpcgclefindmkaj/https://desego.com/wp-content/uploads/2020/06/INTERPRETACION-DEL-HEMOGRAMA-DESEGO_2.pdf]
34. Genomasur. (s.f.). Capítulo 6: Sangre y Linfa. Recuperado de: http://www.genomasur.com/BCH/BCH_libro/capitulo_06.htm
35. Roughton, F. J. W., & Forster, R. E. (1957). Relative importance of diffusion and chemical reaction rates in determining rate of exchange of gases in the human lung, with special reference to true diffusing capacity of pulmonary membrane and volume of blood in the lung capillaries. *Journal of applied physiology*, 11(2), 290-302.
36. Curtis, H., & Barnes, N. S. (1989). *Biology* (5th ed.). New York, NY: W. H. Freeman.
37. Larissa Hirsch, MD. (septiembre de 2019). Los pulmones y la respiración. Recuperado de <https://kidshealth.org/NemoursXML/es/teens/lungs.html>
38. Morales Miranda, L. D. R. (2022). Manejo de la ventilación mecánica invasiva mediante un Plan de Cuidados Estandarizado a paciente con SARS-CoV 2. *REPOSITORIO NACIONAL CONACYT*.
39. Aula2005. (s.f.). Respiración. Recuperado de <http://www.aula2005.com/html/cn3eso/08respiratori/08respiracioes.htm>
40. Asimov, I. (1981). *Isaac Asimov's book of facts*. Random House Value Pub.
41. Espectro. (16 de febrero 2018). El espectro electromagnético. Recuperado de: <https://espectro.org.br/es/content/el-espectro-eletromagn%C3%A9tico>
42. Hecht, E. (2020). *Óptica* (4th ed.). Pearson Addison Wesley.
43. Innsaeifloatstudio. (2019). ¿qué es infrarrojo? Recuperado de: <https://www.innsaeifloatstudio.com/que-es-infrarrojo>
44. Ruben R.G. (07 de enero 2015). ¿Cómo se produce la luz? Recuperado de: <https://saberesyciencias.com.mx/2015/01/07/como-se-produce-la-luz/>
45. Requena, A., & Zúñiga, J. (2004). *Espectroscopia*. Pearson Educación.

46. Swinehart, D. F. (1962). The beer-lambert law. *Journal of chemical education*, 39(7), 333.
47. Pharmaline. (s.f.). Tu piel habla de ti, mímalá. Recuperado de:
<https://pharmalinegroup.com/la-piel/>
48. Spigulis, J., Lihachev, A., Gailite, L., & Erts, R. (2008, June). Novel laser technologies for human skin in-vivo assessment. In *Advanced Laser Technologies 2007* (Vol. 7022, pp. 214-219). SPIE.
49. Vaqar, A., Haque, I. R. I., & Zaidi, T. (2019, March). Spectroscopic Properties of Blood for Pulse Oximeter Design. In *Proceedings of the 2019 9th International Conference on Biomedical Engineering and Technology* (pp. 217-222).
50. Barun, V. V., Ivanov, A. P., Volotovskaya, A. V., & Ulashchik, V. S. (2007). Absorption spectra and light penetration depth of normal and pathologically altered human skin. *Journal of applied spectroscopy*, 74, 430-439.
51. Young, A. R. (1997). Chromophores in human skin. *Physics in Medicine & Biology*, 42(5), 789.
52. Zonios, G., Bykowski, J., & Kollias, N. (2001). Skin melanin, hemoglobin, and light scattering properties can be quantitatively assessed in vivo using diffuse reflectance spectroscopy. *Journal of Investigative Dermatology*, 117(6), 1452-1457.
53. Shimada, M., Yamada, Y., Itoh, M., & Yatagai, T. (2001). Melanin and blood concentration in a human skin model studied by multiple regression analysis: assessment by Monte Carlo simulation. *Physics in Medicine & Biology*, 46(9), 2397.
54. Yudovsky, D., & Pilon, L. (2010). Rapid and accurate estimation of blood saturation, melanin content, and epidermis thickness from spectral diffuse reflectance. *Applied optics*, 49(10), 1707-1719.
55. Igarashi, T., Nishino, K., & Nayar, S. K. (2007). The appearance of human skin: A survey. *Foundations and Trends® in Computer Graphics and Vision*, 3(1), 1-95.
56. Vaqar, A., Haque, I. R. I., & Zaidi, T. (2019, March). Spectroscopic Properties of Blood for Pulse Oximeter Design. In *Proceedings of the 2019 9th International Conference on Biomedical Engineering and Technology* (pp. 217-222).
57. Bashkatov, A. N., Genina, E. A., Kochubey, V. I., & Tuchin, V. V. (2005). Optical properties of human skin, subcutaneous and mucous tissues in the wavelength range from 400 to 2000 nm. *Journal of Physics D: Applied Physics*, 38(15), 2543.
58. Saha, A. K. (2011). *Hydrothermal synthesis of near-infra-red emitting quantum dots for fluorescent and magnetic bimodal imaging*. University of Florida.
59. Ash, C., Dubec, M., Donne, K., & Bashford, T. (2017). Effect of wavelength and beam width on penetration in light-tissue interaction using computational methods. *Lasers in medical science*, 32, 1909-1918.
60. Chan, E. D., Chan, M. M., & Chan, M. M. (2013). Pulse oximetry: understanding its basic principles facilitates appreciation of its limitations. *Respiratory medicine*, 107(6), 789-799.

61. Hinkelbein, J. (2005). Comparison of three different sensor sites for pulse oximetry in critically ill patients. *International Journal of Intensive Care*, 12(4), 159.
62. Gajinov, Z., Matic, M., Prčić, S., & Đuran, V. (2010). Optical properties of the human skin/Optičke osobine ljudske kože. *Serbian Journal of Dermatology and Venereology*, 2(4), 131-136.
63. Dremin, V., Zherebtsov, E., Bykov, A., Popov, A., Doronin, A., & Meglinski, I. (2019). Influence of blood pulsation on diagnostic volume in pulse oximetry and photoplethysmography measurements. *Applied optics*, 58(34), 9398-9405.
64. Firbank, M., Hiraoka, M., Essenpreis, M., & Delpy, D. T. (1993). Measurement of the optical properties of the skull in the wavelength range 650-950 nm. *Physics in Medicine & Biology*, 38(4), 503.
65. Boskey, A., & Mendelsohn, R. (2005). Infrared analysis of bone in health and disease. *Journal of biomedical optics*, 10(3), 031102-031102.
66. Ager III, J. W., Nalla, R. K., Breeden, K. L., & Ritchie, R. O. (2005). Deep-ultraviolet Raman spectroscopy study of the effect of aging on human cortical bone. *Journal of biomedical optics*, 10(3), 034012-034012.
67. Pifferi, A., Torricelli, A., Taroni, P., Bassi, A., Chikoidze, E., Giambattistelli, E., & Cubeddu, R. (2004). Optical biopsy of bone tissue: a step toward the diagnosis of bone pathologies. *Journal of biomedical optics*, 9(3), 474-480.
68. Stanford Medicine. (2023). Anatomía de la mano. Recuperado de: <https://www.stanfordchildrens.org/es/topic/default?id=anatomyofthehand-85-P04195>
69. Vaqar, A., Haque, I. R. I., & Zaidi, T. (2019, March). Spectroscopic Properties of Blood for Pulse Oximeter Design. In *Proceedings of the 2019 9th International Conference on Biomedical Engineering and Technology* (pp. 217-222).
70. Maxim Integrated. (2021). Datasheet of sensor Max30102 . Recuperado de: <https://datasheetspdf.com/pdf/1349970/MaximIntegrated/MAX30102/1>
71. Lauro, G. D. (2015). *Desarrollo de un Pletismógrafo con opción de oxímetro de pulso* (Doctoral dissertation, Universidad Nacional de Mar del Plata. Facultad de Ingeniería. Argentina).
72. Moreira, L. M., Moraes, P. C. G., & Mendonça, J. P. R. F. (2011). Hemoglobina extracelular gigante de *Glossoscolex paulistus*: un extraordinario sistema supramolecular hemoprotéico. Recuperado de: https://www.researchgate.net/publication/285609036_Hemoglobina_extracelular_gigante_de_Glossoscolex_paulistus_um_extraordinario_sistema_supramolecular_hemoproteico
73. Ventura, V. (2015). Principio de funcionamiento del oxímetro para monitorización del pulso. *Portada,[cited March 7, 2015]. Available in: https://polaridad.es/monitorizacion-sensor-pulso-oximetro-frecuencia-cardiaca.*
74. Webster, J. G. (Ed.). (1997). *Design of pulse oximeters*. CRC Press.

75. Bagha, S., & Shaw, L. (2011). A real time analysis of PPG signal for measurement of SpO₂ and pulse rate. *International journal of computer applications*, 36(11), 45-50.
76. Vaqar, A., Haque, I. R. I., & Zaidi, T. (2019, March). Spectroscopic Properties of Blood for Pulse Oximeter Design. In *Proceedings of the 2019 9th International Conference on Biomedical Engineering and Technology* (pp. 217-222).
77. Vaqar, A., Haque, I. R. I., & Zaidi, T. (2019, March). Spectroscopic Properties of Blood for Pulse Oximeter Design. In *Proceedings of the 2019 9th International Conference on Biomedical Engineering and Technology* (pp. 217-222).
78. Beard, P. (2011). Biomedical photoacoustic imaging. *Interface focus*, 1(4), 602-631.
79. Chan, E. D., Chan, M. M., & Chan, M. M. (2013). Pulse oximetry: understanding its basic principles facilitates appreciation of its limitations. *Respiratory medicine*, 107(6), 789-799.
80. Stojanovic, R., & Karadagic, D. (2013). Design of an oximeter based on LED-LED configuration and FPGA technology. *Sensors*, 13(1), 574-586.
81. Andruschenko, S., Kraitl, J., Timm, U., Lewis, E., & Ewald, H. (2010). A novel algorithm for “ac/dc” ratio calculation of pulse signals using energy criteria of the pulse. *Ratio*, 905, 670.
82. Coluccio Leskow, E. (2022, 13 de junio). Temperatura. Recuperado de:
<https://concepto.de/temperatura/>
83. Laboramat(s.f.). ¿Cómo medir la humedad? Recuperado de:
<https://labomat.eu/es/preguntas-frecuentes-temperatura-higrometria/808-como-medir-la-humedad.html>
84. Cavalcante, M. U., Torrico, B. C., Neto, J. D. O. B., Da Costa Filho, F. L. M., Camurça, L. J., & da Mota, O. (2010). Controle de umidade e temperatura numa incubadora neonatal usando controle preditivo. In *Congresso Brasileiro de Automática*.
85. Nasir, S. Z. (2019, 24 de febrero). Introduction to DHT22. Recuperado de:
<https://www.theengineeringprojects.com/2019/02/introduction-to-dht22.html>
86. Simple projects, (2016, 13 de mayo), PIC18F44550 and DHT22 relative humidity and temperatura sensor proteus similation, recuperado de:
<https://simple-circuit.com/pic18f4550-dht22-am2302-proteus-ccs-c/>
87. Espressif System. (2017, 4 de enero). Datasheet of ESP32 Wroom. Recuperado de:
<https://octopart.com/esp32-wroom-32-espressif+systems-91025511>
88. Jose G.C. (s.f.), ESP32 Wifi y Bluetooth en un solo chip. Recuperado de:
<https://programarfacil.com/esp8266/esp32/>
89. Blynk IOT Platform. (May 3, 2023). Blynk documentation. Recuperado de :
<https://docs.blynk.io/en/>