

UNIVERSIDAD TECNOLÓGICA DE BOLÍVAR  
FACULTAD DE INGENIERÍAS

**Título:** DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE OXÍMETRO DE PULSO INALÁMBRICO

**Autor:** Farid Manuel Medina Núñez - Andrés Felipe Paternina De La Rosa

---

Jurado

---

Jurado

---

Directora: Sonia H. Contreras Ortíz

Cartagena de Indias, Marzo 11 de 2019

# DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE OXÍMETRO DE PULSO INALÁMBRICO

**Farid Manuel Medina Núñez - Andrés Felipe Paternina De La Rosa**  
Directora: Sonia H. Contreras Ortíz

**Universidad Tecnológica de Bolívar  
Facultad de Ingenierías  
Programa de Ingeniería Mecatrónica  
Cartagena de Indias**

Marzo 11 de 2019

# DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE OXÍMETRO DE PULSO INALÁMBRICO

**Farid Manuel Medina Núñez - Andrés Felipe Paternina De La Rosa**

Trabajo de grado para optar al título de

**Ingeniero Mecatrónico**

Directora: Sonia H. Conteras Ortíz

**Universidad Tecnológica de Bolívar  
Facultad de Ingenierías  
Cartagena**

Marzo 11 de 2019

## Resumen

Actualmente, el desarrollo de dispositivos de bajo costo que puedan medir la oxigenación en la sangre y el ritmo cardíaco de forma correcta es un tema prioritario en estudios médicos, permitiendo tanto a familiares como médicos tener conocimiento del estado del individuo y así poder realizar un seguimiento que pueda prevenir trastornos a futuro. Esto es de vital importancia si se considera que muchos pacientes con problemas pulmonares y cardíacos tienen que llevar un control en el nivel de oxígeno en su sangre, como sucede con los neonatos prematuros, pues sus pulmones son de los últimos órganos en desarrollarse [6]. Es por esta razón que los pediatras recomiendan el uso de un oxímetro de pulso en casa para que, en caso de una emergencia, la familia logre percatarse a tiempo y contactar al médico para recibir atención oportuna de la enfermedad o de algún otro padecimiento [8]. Por esta razón se propone el diseño de un dispositivo inalámbrico de bajo costo para el uso cotidiano con el cual se obtendrán datos referentes a la saturación de oxígeno y ritmo cardíaco del individuo. El prototipo fue diseñado con la ayuda de un módulo de intercomunicación inalámbrica, un módulo infrarrojo para la detección de pulsos cardíacos y oxígeno en la sangre y una batería portable, para el uso diario junto con el desarrollo de una página web para poder monitorear los datos en tiempo real.



## **Abstract**

Currently, the development of low-cost devices that can measure oxygenation in the blood and heart rate correctly is a priority topic in medical studies, allowing both family members and doctors to know the status of the individual and thus be able to track that can prevent future disorders. This is of vital importance if we consider that many patients with pulmonary and cardiac problems have to control the level of oxygen in their blood, as it happens with preterm infants, because their lungs are the last organs to develop [6]. It is for this reason that pediatricians recommend the use of a pulse oximeter at home so that, in the event of an emergency, the family can become aware of it in time and contact the doctor for timely care of the disease or any other condition [8]. For this reason we propose the design of a low cost wireless device for daily use with which we will obtain data regarding the oxygen saturation and heart rate of the individual. The prototype was designed with the help of a wireless intercommunication module, an infrared module for the detection of heart pulses and oxygen in the blood and a portable battery, for daily use along with the development of a web page to monitor the data in real time.

## **Agradecimientos**

Queremos agradecer a nuestros padres, nuestras familias y amistades cercanas por toda la confianza y apoyo brindado durante nuestra vida universitaria. Agradecemos especialmente a la doctora Sonia H. Contreras Ortíz por su orientación y educación referente a la ingeniería biomédica que permitieron llevar a cabo este proyecto y que contribuyó enormemente con los fundamentos teóricos tras esto. Finalmente queremos agradecer a la Universidad Tecnológica de Bolívar y su gran cuerpo de docentes por permitirnos desarrollar nuestras habilidades en ingeniería mecatrónica a lo largo de toda nuestra carrera, gracias a todos y cada uno de ellos por permitir que esto sea posible.

# Índice general

<b>1. Introducción</b>	<b>16</b>
1.1. Planteamiento del problema . . . . .	17
1.2. Justificación . . . . .	19
1.3. Objetivos . . . . .	20
1.3.1. Objetivo General . . . . .	20
1.3.2. Objetivos Específicos . . . . .	20
1.4. Estado del arte . . . . .	20
<b>2. Fundamentos Teóricos</b>	<b>24</b>
2.1. La sangre . . . . .	24
2.2. Los glóbulos rojos . . . . .	24
2.3. La hemoglobina . . . . .	25
2.4. Saturación del oxígeno . . . . .	25
2.5. La oximetría . . . . .	26
2.6. Calibración y configuración de un oxímetro . . . . .	26
2.6.1. Ley de Lambert . . . . .	27

2.6.2.	Ley de Beer . . . . .	27
2.6.3.	Ley combinada de Lambert-Beer . . . . .	28
2.7.	Determinación de la saturación de oxígeno . . . . .	29
2.8.	Emisión y detección de la luz infrarroja/roja . . . . .	29
2.9.	Medida pulsátil . . . . .	31
2.10.	Problemas de la señal pulsátil (AC) . . . . .	32
2.11.	Interpretación clínica de la oximetría . . . . .	32
<b>3.</b>	<b>Selección de componentes y construcción de oxímetro</b>	<b>33</b>
3.1.	Selección del módulo infrarrojo/rojo . . . . .	34
3.1.1.	Especificaciones técnicas del módulo MAX30100 . . . . .	35
3.2.	Selección de la pantalla . . . . .	36
3.2.1.	Especificaciones técnicas de la pantalla . . . . .	38
3.3.	Selección del microcontrolador . . . . .	39
3.3.1.	Especificaciones técnicas del microcontrolador . . . . .	39
3.4.	Selección de la fuente de poder . . . . .	41
3.4.1.	Especificaciones de la batería LiPo . . . . .	41
3.4.2.	Módulo de carga de la batería LiPo TP4056 . . . . .	42
3.5.	Alimentación y autonomía del dispositivo . . . . .	44
3.5.1.	Esquema electrónico y montaje . . . . .	45
<b>4.</b>	<b>Diseño del oxímetro de pulso</b>	<b>47</b>

4.1. Configuración e implementación del sensor MAX30100 . . . . .	47
4.2. Filtrado de señal . . . . .	48
4.3. Filtro para la eliminación de la CC . . . . .	49
4.3.1. Filtro de la media . . . . .	51
4.4. Filtro pasa bajo . . . . .	52
4.5. Detección de los BPM . . . . .	53
4.6. Medición de la saturación de oxígeno . . . . .	54
4.7. Obtención de la curva de calibración . . . . .	55
4.8. Balanceo de corriente de led rojo y led infrarrojo . . . . .	56
4.9. Cálculo del valor de SpO2 . . . . .	59
<b>5. Programación del dispositivo</b>	<b>62</b>
5.1. Aplicativo web . . . . .	62
5.2. Lenguaje implementado . . . . .	62
5.3. Ventajas de usar protocolo IP y WiFi . . . . .	63
5.3.1. Pasos de lectura del algoritmo . . . . .	63
5.4. Envío de parámetros en un diálogo HTTP . . . . .	64
5.5. Cargar información a una base datos en un servidor . . . . .	64
5.6. Entorno gráfico . . . . .	65
<b>6. Resultados y Discusión</b>	<b>66</b>
<b>7. Conclusiones</b>	<b>71</b>



## Lista de Figuras

2.1. Funcionamiento de un oxímetro de pulso normal. . . . .	30
2.2. Señal recibida de la saturación de oxígeno una vez aislada la señal DC. . . . .	31
3.1. Esquema de funcionamiento e intercomunicación del oxímetro. . . . .	34
3.2. Módulo MAX30100 . . . . .	36
3.3. Configuración de pines del módulo. . . . .	36
3.4. Display OLED utilizado. . . . .	37
3.5. Módulo de conectividad inalámbrica EPS8266 perfecto para comunicación via WiFi entre diversos dispositivos. . . . .	39
3.6. Configuración de los puertos GPIO (General Purpose INPUT/OUTPUT pins). . . . .	41
3.7. Batería tipo LiPo utilizada por su autonomía y tamaño idóneo. . . . .	42
3.8. Cargador de batería tipo LiPo. . . . .	43
3.9. Esquema virtual del montaje electrónico en PCB del pulsioxímetro. . . . .	46
3.10. Apreciación más detallada y clara se presenta el esquemático de conexión y a su vez todos los componentes usados en el dispositivo. . . . .	46

4.1. Gráfica de los datos IR con oscilaciones notables, con lectura de la CC (corriente continua) y CA (corriente alterna). . . . .	49
4.2. Gráfica de la señal IR pasada a través del filtro de eliminación de CC.	51
4.3. Gráfica de la aplicación del filtro de media en la señal. . . . .	52
4.4. Gráfica después de aplicar el filtro pasa bajo. . . . .	54
4.5. Gráfica de la curva de calibración. . . . .	56
4.6. Gráfica de la saturación del LED rojo. . . . .	57
4.7. Gráfica de la lectura balanceada tras la disminución en los valores de CC. . . . .	58
4.8. Gráfica estabilizada de la lectura de Led Rojo e Infrarrojo. . . . .	58
4.9. Consolidado de las gráficas utilizadas para la obtención de los valores de saturación de oxígeno. . . . .	61
5.1. Interfaz web desarrollada para visualizar los resultados de la medición realizada por el prototipo. . . . .	65
6.1. Resultados de la prueba número 1 realizada al sujeto 1. . . . .	69
6.2. Resultados de la prueba número 1 realizada al sujeto 2. . . . .	69
6.3. Resultados de la prueba número 1 realizada al sujeto 3. . . . .	69
6.4. Envío de datos obtenidos por el oxímetro a la IP generada por el módulo ESP8266. . . . .	70
7.1. Botón de encendido y apagado y visualización de LED de carga . . . .	80



7.2. Forma en como se debe ubicar el oxímetro en uno de los dedos. . . . .	81
7.3. Visualización de datos en el oxímetro. . . . .	82
7.4. Visualización de datos en página web. . . . .	83

## Lista de Tablas

3.1. Tabla de consumo con pantalla apagada y WiFi encendido. . . . .	44
3.2. Tabla de consumo con pantalla encendida y WiFi apagado. . . . .	44
3.3. Tabla de consumo con pantalla encendida y WiFi encendido. . . . .	45
6.1. Tabla de datos físicos de los sujetos utilizados como muestra. . . . .	66
6.2. Tabla comparativa de valores obtenidos por el oxímetro de pulso comercial versus el prototipo diseñado. . . . .	67
6.3. Tabla de error porcentual referente a las mediciones obtenidas con el oxímetro clínico y las mediciones realizadas con el oxímetro en la prueba número 1. . . . .	67
6.4. Tabla de error porcentual referente a las mediciones obtenidas con el oxímetro clínico y las mediciones realizadas con el oxímetro en la prueba número 2. . . . .	68
6.5. Tabla de error porcentual referente a las mediciones obtenidas con el oxímetro clínico y las mediciones realizadas con el oxímetro en la prueba número 3. . . . .	68

6.6. Tabla de error porcentual referente a las mediciones obtenidas con el oxímetro clínico y las mediciones realizadas con el oxímetro en la prueba número 4. . . . . 68

6.7. Tabla de error porcentual referente a las mediciones obtenidas con el oxímetro clínico y las mediciones realizadas con el oxímetro en la prueba número 5. . . . . 68

# Capítulo 1.

## Introducción

El oxímetro, es en esencia un dispositivo que permite monitorear los niveles de saturación de oxígeno y el ritmo cardíaco de un individuo mediante la emisión de haces de luz roja e infrarroja que logran detectar el porcentaje de oxígeno que corre en la sangre [20]. Gracias a estos dispositivos, se ha vuelto cada vez más fácil realizar seguimiento a pacientes con niveles deficientes de hemoglobina oxigenada en el cuerpo. Esto es de vital importancia si se tiene en cuenta que las enfermedades cardiovasculares son causantes del más del 20% de las muertes anuales en todo el mundo según la Organización Mundial de la Salud [9]. El monitoreo cardíaco es una técnica bastante utilizada en bebés y en pacientes crónicos pues permite a la familia y al cuerpo médico conocer en tiempo real el estado cardiopulmonar del paciente, permitiendo actuar con tiempo por si alguna emergencia ocurre o tomar las medidas necesarias para salvar la vida del paciente. Según la Revista Colombiana de Cardiología, en Latinoamérica nacen cada año 54.000 niños con cardiopatías congénitas, de estos, 41.000 requieren algún tipo de tratamiento, pero desafortunadamente solo son intervenidos 17.000. En Colombia, donde deberían intervenir aproximadamente 150 niños por millón de habitantes, tan solo se intervienen 2.434, cifra que corresponde

a 52 cirugías por millón. [19] El seguimiento adecuado de problemas cardíacos puede ser la clave para salvar la vida de una persona, pues de acuerdo a la Fundación Española del Corazón, la detección precoz y el monitoreo constante podría evitar la muerte súbita de aproximadamente el 50 % de los pacientes con insuficiencia cardíaca [9]. Hoy día el uso más común de los oxímetros en clínicas y hospitales es en el área de anestesiología, puesto que los anestesistas suministran narcóticos al paciente para suprimir el sistema nervioso central y los coloca en un estado en el que ya no pueden satisfacer las demandas de oxígeno por su cuenta [20]. En este informe se presentan los principios médicos teóricos para comprender el funcionamiento básico de un oxímetro, e incluye en los siguientes capítulos información referente al proceso de selección de los componentes utilizados para el diseño, desarrollo del programa a utilizar para la toma de datos y pruebas realizadas por el dispositivo en diferentes individuos. El prototipo desarrollado fue construido de acuerdo con los principios de espectrometría en los que se basa un oxímetro normal, detección de hemoglobina oxigenada mediante la radiación de haces de luz rojos e infrarrojo y sus resultados fueron comparados con las mediciones realizadas por un oxímetro clínico utilizando como muestra 3 individuos diferentes para observar que tan eficaz fueron las mediciones realizadas por el prototipo diseñado.

## 1.1. Planteamiento del problema

Hoy día existen en el mercado farmacéutico y de prótesis pocos dispositivos de bajo costo que puedan medir la oxigenación en la sangre y el ritmo cardíaco de forma

correcta. Esto es un tema prioritario para estudios médicos, pues tales dispositivos se encargan de monitorear el ritmo cardipulmonar de pacientes con enfermedades cardíacas o pulmonares, permitiendo tanto a familiares como médicos tener conocimiento del estado del individuo y así poder realizar un seguimiento que pueda prevenir trastornos a futuro. Esto es de gran importancia si se considera que muchos pacientes con problemas pulmonares y cardíacos tienen que llevar un control en el nivel de oxígeno que poseen en su sangre, como sucede con los neonatos prematuros, pues los pulmones de estos son de los últimos órganos en desarrollarse [6]. Es por esta razón que los pediatras recomiendan el uso de un pulsioxímetro en casa para que en caso de una emergencia puedan percatarse a tiempo, llamar a su médico y prevenir alguna enfermedad o alguna otra situación [8]. Desafortunadamente estos dispositivos solo muestran la información en la pantalla del oxímetro, impidiendo que otras personas a largas distancias logren realizar un monitoreo constante del estado del paciente, por esta razón se pretende diseñar un oxímetro inalámbrico que logre enviar información referente al ritmo cardíaco y la saturación de oxígeno a una página web básica desde la cual tanto el médico como los familiares del paciente pueda realizar un seguimiento del estado del enfermo. El prototipo fue diseñado con la ayuda de un módulo de comunicación inalámbrica, un módulo infrarrojo para la detección de pulsos cardíacos y oxígeno en la sangre y una batería portable, todo esto incrustado en una pulsera cómoda para el uso diario junto con el desarrollo de una página web para poder monitorear los datos en tiempo real.

## 1.2. Justificación

La oximetría ha sido de alta importancia en terapias de oxígeno a largo plazo (LTOT de acuerdo con sus siglas en inglés), pues con estas se han realizado tratamientos eficaces a pacientes con enfermedades de obstrucción pulmonar crónica (COPD de acuerdo con sus siglas en inglés) tales como la hipoxemia severa [4]. La hipoxemia es una disminución en el nivel de oxígeno específicamente en las arterias. El tratamiento de LTOT suele ser bastante costoso y en algunas ocasiones se ha logrado comprobar que una cantidad significativa de pacientes no reciben la dosis óptima de oxígeno, en muchas ocasiones los pacientes pierden tiempo siendo oxigenados inadecuadamente e incluso en algunos reciben oxígeno que no necesitan [12]. El oxígeno suministrado al paciente debe variar de acuerdo con las actividades que este realice, pues la cantidad de oxígeno consumido en actos como dormir es totalmente diferente a la cantidad de oxígeno que se consume mientras se practica un deporte [17]. Estas variaciones de necesidad de oxígeno en el cuerpo son difícilmente monitoreadas con una sola medición al día y más si dicho monitoreo es realizado exclusivamente en una clínica u hospital [16]. Debido a esta razón es necesario realizar un monitoreo constante y diario de los niveles de oxígeno que se encuentran en el cuerpo del paciente. Con el objetivo de realizar un tratamiento más eficaz, se ha propuesto diseñar un oxímetro de pulso portable no invasivo, que le permita al usuario examinar su estado cardipulmonar sin necesidad de limitar sus actividades cotidianas, permitiendo obtener información en tiempo real de el nivel de oxígeno presente que se encuentre en su sangre.

## 1.3. Objetivos

### 1.3.1. Objetivo General

Diseñar el prototipo de un oxímetro de pulso con transmisión inalámbrica de bajo costo para la medición del ritmo cardíaco y oxigenación de la sangre en tiempo real.

### 1.3.2. Objetivos Específicos

- Caracterizar un módulo de sensor infrarrojo para detectar el espectro de absorción de hemoglobina oxigenada y hemoglobina desoxigenada.
- Desarrollar un programa que permita la transmisión de datos a una pagina web que permita al usuario visualizar las mediciones realizadas por el oxímetro de pulso.
- Realizar una validación del prototipo de oxímetro de pulso diseñado con respecto a las mediciones de un oxímetro de pulso comercial.

## 1.4. Estado del arte

La oximetría de pulso es una estrategia de monitoreo no invasiva utilizada para medir la saturación de oxígeno en la sangre del paciente que ha sido utilizada desde mediados de la década de los 80 [14]. Su invención y origen se atribuyen al Dr. Takuo Aoyagi, quien en el año 2015 recibió la Medalla IEEE 2015 por Innovación de Tecnologías en Salud gracias a su esfuerzo y contribución en el estudio de los principios de la oximetría de pulso utilizando señales de luz de dos longitudes de onda diferentes



[7]. Desde ese entonces y hasta ahora la tecnología incorporada en los oxímetros cada día los ha llevado a ser más exactos y eficaces, llegando ser ampliamente utilizados en cuidados intensivos, quirófano, salas de emergencia y atención pediátrica y prenatal. En principio, un oxímetro de pulso se encuentra conformado por un sensor ubicado en una parte delgada del cuerpo, generalmente la punta de un dedo o el lóbulo de la oreja, o en el caso de un bebé, a través de un pie. A través de esta parte del cuerpo traspasa luz de dos longitudes de onda diferentes, la luz roja de 640nm y la luz infrarroja de 940nm. Los cambios de absorbancia en cada una de las longitudes de onda son medidos y permiten la determinación de la absorbancia debido a la pulsante sangre arterial solo, excluyendo sangre venosa, piel, hueso, músculo, grasa, y (en la mayoría de los casos) esmalte de uñas. El oxímetro funciona mediante la absorción de los haces de luz rojo e infrarrojo, pues realiza mediciones de acuerdo con la cantidad de hemoglobina oxigenada presente en el cuerpo, ya que esta absorbe más luz infrarroja que roja, mientras que la hemoglobina desoxigenada, por su parte, absorbe más luz roja que infrarroja. Un oxímetro de pulso calcula la saturación de oxígeno mediante la comparación de la cantidad de luz roja y la luz infrarroja es absorbida por la sangre [10]. Actualmente, con el creciente auge de los teléfonos inteligentes se han ido desarrollando aplicaciones que permitan trabajar en conjunto con otras herramientas de uso médico, generando mayor comodidad en el manejo de la información para el usuario. Estos métodos de enlace entre herramientas médicas y dispositivos móviles se conocen como Mobile Healthcare Systems. Un ejemplo de los beneficios de esta

técnica se puede observar en el artículo de la IEEE llamado *A Prototype of Reflection Pulse Oximeter Designed for Mobile Healthcare* [13]. Otra muestra importante acerca de cómo se ha ido desarrollando la tecnología MHS en los oxímetros se puede apreciar en el proyecto desarrollado en el año 2015 por el doctor Grantham Pang y el magister Chao Ma [10], en el cual lograron diseñar un pulsioxímetro no reflectivo, el cual tenía como objetivo principal la detección ritmo cardíaco y del nivel de oxígeno en la sangre solo bajo condiciones estacionarias del paciente sino en cualquier momento. Su dispositivo se encarga de monitorear el ritmo cardíaco y el nivel de hemoglobina oxigenada en la sangre y enviar la información a un smartphone desde el cual el paciente logrará visualizar su estado cardipulmonar. El trabajo de G. Pang y C. Ma tuvo como bases las investigaciones realizadas en el año 2007 por Guowei Di, Xiaoying Tang y Weifeng Liu, quienes utilizando un microcontrolador MSP430F149 lograron mediante ondas de pulso calcular la saturación de oxígeno en la sangre y el pulso cardíaco [5]. El principio teórico fundamental de su trabajo fue el mismo que ha sido utilizado los modelos previamente mencionados, detectar mediante la emisión de haces de luz provenientes de LEDs rojos e infrarrojos la cantidad de hemoglobina oxigenada que se encuentra en la sangre de un individuo. En el proyecto de Guowei Di, Xiaoying Tang y Weifeng Liu se logró evidenciar científicamente el efecto que se produce al sentir la luz atenuada por el tejido corporal, dicho efecto, en pocas palabras, se refiere al componente DC que se obtiene como resultado de la absorción de la luz por el tejido corporal y las venas y el componente AC obtenido como el

resultado de la absorción de la luz por las arterias, esta característica se encuentra descrita en el capítulo 3.1 de este documento.

## **Capítulo 2.**

### **Fundamentos Teóricos**

#### **2.1. La sangre**

La sangre es un tejido líquido que recorre el organismo, a través de los vasos sanguíneos transportando las células necesarias para llevar a cabo las funciones vitales (respirar, formar sustancias, defenderse de agresiones) [15]. La cantidad de sangre de una persona está en relación con su edad, peso, sexo y altura. Una persona adulta tiene entre 4,5 y 6 litros de sangre, es decir, un 7 % de su peso corporal. Se compone de cuatro elementos que son: glóbulos rojos (eritrocitos), glóbulos blancos (leucocitos), plaquetas (trombocitos) y el plasma.

#### **2.2. Los glóbulos rojos**

Los glóbulos rojos, también llamado eritrocitos, son un tipo de célula formada en la médula osea con estructura de discos bicóncavos (como una esfera hueca aplanada en sus dos polos) que contienen una proteína llamada hemoglobina, la cual es una sustancia rica en hierro cuya función es transportar el oxígeno [1]. Un adulto debe tener en promedio de 4 a 5 millones de glóbulos rojos por centímetro cúbico de sangre. La verificación del número de glóbulos rojos en la sangre forma parte de una prueba

llamada recuento sanguíneo completo (RSC), que se puede usar para determinar la presencia de afecciones como la anemia, la deshidratación, la desnutrición y la leucemia [3].

### **2.3. La hemoglobina**

La hemoglobina es una hemoproteína, que se encuentra en el torrente sanguíneo cuya función principal es permitir que el oxígeno se lleve desde los órganos del sistema respiratorio hasta el resto de regiones y tejidos. De esta forma, la hemoglobina sería la encargada de transportar el oxígeno de los pulmones a todos los tejidos del cuerpo. A su vez, también transporta el dióxido de carbono desde los tejidos hasta los pulmones, órganos que lo eliminan, participando en la regulación del pH de la sangre [11].

### **2.4. Saturación del oxígeno**

La saturación de oxígeno es la medida de la cantidad de oxígeno disponible en el torrente sanguíneo. Cuando la sangre se bombea desde el corazón al cuerpo, primero pasa a través de los pulmones, donde las moléculas de oxígeno se unen a las células rojas de la sangre (eritrocitos) con el fin de ser llevado al resto del cuerpo. El porcentaje de eritrocitos que están completamente saturados con oxígeno se conoce como saturación arterial de oxígeno o nivel de oxígeno en sangre. Un medidor llamado oxímetro de dedo (o de pulso) se utiliza generalmente para determinar la saturación de oxígeno [18].

## 2.5. La oximetría

A grandes rasgos la oximetría es un término que se refiere a la medición óptica de la saturación de oxihemoglobina en la sangre, es un método con el que se establece la saturación del oxígeno en sangre periférica en función de la determinación del nivel de absorción de luces rojas e infrarrojas, al hacerlas incidir sobre la hemoglobina. Es una tecnología que está basada en la propiedad de la hemoglobina de presentar diferentes espectros de absorción según cual sea su estado (oxigenado o desoxigenado). [2].

## 2.6. Calibración y configuración de un oxímetro

El oxímetro hace uso de la ley de Lambert y de Beer debido a que la absorción depende de la concentración y longitud del camino que proyecta la luz, aspectos fundamentales para calcular el valor de la saturación de oxígeno en sangre. La ley de Lambert y Beer se presenta solo bajo situaciones controladas, algo difícil de lograr en oxímetros de pulso debido a la variación de luz que se puede presentar en el ambiente donde se encuentra el individuo portador del oxímetro y más por poca homogeneidad en el color rojo de la sangre pues en ella se presentan otros componentes como glóbulos rojos, glóbulos blancos, plaquetas entre otros que varían la uniformidad del color. Esto hace que se presenten obstáculos en la absorción de la luz, por lo que es necesario ajustar los parámetros de las leyes de Lambert y de Beer. Para minimizar los errores que se presentan debido a la variación de la absorción de la luz y poder el calcular de mejor forma la saturación de oxígeno se hace uso de una curva de calibración la cual

viene estandarizada por el sensor en su hoja de datos. No obstante, para lograr esta curva se usan voluntarios previamente con el objetivo de calibrar la saturación del oxígeno con mediciones invasivas que requieren extracción de sangre. La calibración de un sensor permite relacionar la variable medida con la salida del dispositivo para asegurar exactitud entre las mediciones. Para esto se usa una curva de calibración, la cual ya se encuentra estandarizada para corregir errores de medición.

### 2.6.1. Ley de Lambert

Esta ley establece que la potencia de una radiación electromagnética monocromática que incide perpendicularmente en una superficie decrece exponencialmente con el espesor del medio atravesado. La radiación absorbida por el medio se representa por un parámetro conocido como absorbancia, definida en la ecuación:

$$AI = \left(\frac{K1}{2,3}\right)b. \quad (2.1)$$

Donde  $AI$  es la absorbancia determinada a través de la ley de Lambert,  $b$  es el espesor el medio y  $K1$  una constante de proporcionalidad que depende del medio. Esta expresión indica que la absorbancia es directamente proporcional al espesor del medio atravesado.

### 2.6.2. Ley de Beer

Por su parte Beer establece que la potencia de una radiación electromagnética monocromática que incide perpendicularmente sobre una muestra decrece exponen-

cialmente con la concentración de la muestra. La radiación absorbida por el medio se representa por un parámetro conocido como absorbancia. Definida en la ecuación:

$$Ab = \left(\frac{K_2}{2,3}\right)c. \quad (2.2)$$

Siendo  $c$  la concentración de la muestra,  $k_2$  una constante de proporcionalidad y  $Ab$  la absorbancia determinada a través de la ley de Beer. Esta expresión indica que la Absorbancia es directamente proporcional a la concentración de la solución.

### 2.6.3. Ley combinada de Lambert-Beer

Combinando la ley de Lambert y la ley de Beer se obtiene lo que se conoce como la ley de Lambert-Beer que describe la atenuación de la luz que viaja a través de un medio uniforme que contiene una sustancia absorbente. La intensidad de la luz que viaja a través del medio decrece exponencialmente con la distancia y está definida por la ecuación:

$$I = I_0 e^{-\epsilon(\lambda)cd}. \quad (2.3)$$

Donde  $\epsilon(\lambda)Cd$  es el coeficiente de extinción de la sustancia absorbente,  $\lambda$  es la longitud de onda,  $c$  es la concentración de la sustancia absorbente que es constante en el medio y  $d$  es la longitud de onda. Las propiedades de la ley de Lambert-Beer son válidos incluso si hay más de una sustancia absorbente en el medio.



## 2.7. Determinación de la saturación de oxígeno

Para determinar este valor es necesario tener en cuenta que el receptor o fotodiodo del oxímetro mide tres niveles de luminiscencia que son luz infrarroja, luz ambiente y luz roja, los cuales se obtienen al momento de detectar las pulsaciones arteriales. De esta manera la luz absorbida cambia al variar el volumen de la sangre y al modificar los valores de HbO<sub>2</sub> (Hemoglobina oxigenada) y Hb (Hemoglobina desoxigenada). La medición de los cambios en la absorción de la luz permite calcular y estimar los valores de la saturación de oxígeno y la frecuencia cardíaca, en otras palabras, la medición es basada en espectroscopia, que es la medición de energía radiante que absorbe un elemento, en este caso el de la hemoglobina presente en la sangre. El esquema de funcionamiento del oxímetro se puede observar en la figura 3.1.

## 2.8. Emisión y detección de la luz infrarroja/roja

De esta manera, los glóbulos rojos logran absorber la luz en diferentes niveles, puesto que la hemoglobina oxigenada es más brillante que la hemoglobina desoxigenada, esta característica permite que el sensor logre detectar la diferencia en las longitudes de onda en ambos casos.

La hemoglobina que transporta el O<sub>2</sub> absorbe la mayor cantidad de luz roja que está en un rango de 640-660nm y deja pasar la luz infrarroja que está en un rango de 910-940nm. En cuanto a la desoxihemoglobina que transporta CO<sub>2</sub> absorbe la luz infrarroja, pero por el contrario deja pasar la luz roja. Este efecto se logra apreciar

más cuando la longitud de onda supera los 800nm. En la siguiente tabla se muestra la absorción en diferentes longitudes en rangos de 660 nm a 940 nm. Es necesario indicar que las mediciones realizadas pueden verse afectadas levemente por factores como el movimiento, la baja perfusión del lecho vascular, la pintura de las uñas, la pigmentación de la piel, interferencia electromagnética e interferencia de la luz ambiente, la cual es junto con el movimiento las causas más comunes para presentar alteraciones en las medidas.

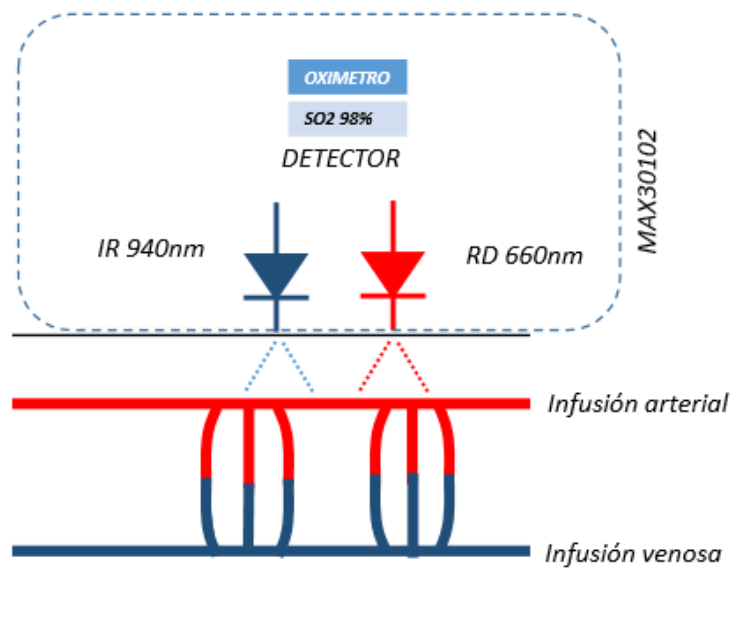


Figura 2.1: Funcionamiento de un oxímetro de pulso normal.

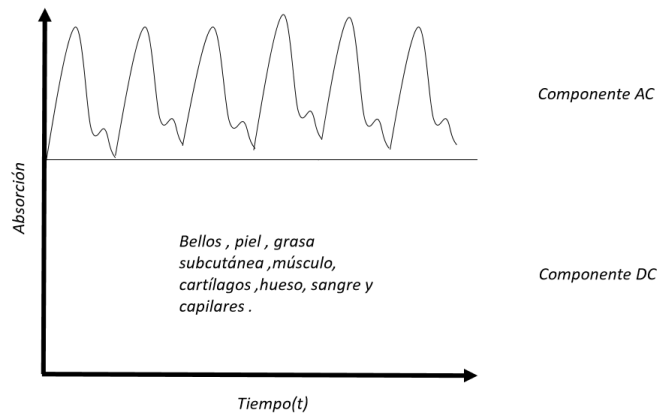


Figura 2.2: Señal recibida de la saturación de oxígeno una vez aislada la señal DC.

## 2.9. Medida pulsátil

Es necesario aclarar que, el oxímetro de pulso analiza solo la sangre arterial, haciendo caso omiso de los otros tejidos alrededor de la sangre. La sangre arterial es lo único pulsátil (CA) o variable en el dedo. Todo lo demás no es pulsátil (CC) o constante, es decir que cualquier valor variable absorbido de la luz es debido a la sangre arterial. El oxímetro tiene que ser capaz de extraer la señal CA del equipo restando la señal DC de la cantidad total de la señal absorbida  $(CA)+(CC)$ . Después de la resta solo muestra la señal CA, que es correspondiente a la sangre arterial pulsátil. De esta manera el oxímetro es capaz de calcular la saturación de oxígeno en la sangre ignorando los efectos de los tejidos circundantes.

### **2.10. Problemas de la señal pulsátil (AC)**

Ciertamente en las anteriores graficas el valor de AC se puede visualizar sin ningún problema, pero en la realidad este valor es muy pequeño, al punto que solo representa el 2 % de la señal total. Es por esto que las lecturas pueden ser susceptibles a errores. Con el objetivo de contrarrestar estos errores se filtra la señal eliminando la señal DC y amplificando la AC.

### **2.11. Interpretación clínica de la oximetría**

Para los médicos, el porcentaje de saturación de oxígeno en la sangre adecuado o saludable se situa entre el 95 % y el 100 %. Cuando la saturación se encuentra en niveles inferiores 90 % se produce hipoxemia, es decir, el nivel por debajo de los normal de oxígeno en sangre. Uno de sus síntomas es la dificultad para respirar. Y cuando se da un porcentaje inferior a 80 se considera hipoxemia severa. La hipoxemia puede provocar disminución del rendimiento cerebral generando en algunos casos pérdidas de memoria o la dificultad para ejecutar operaciones matemáticas sencillas. Además puede generar alteraciones de la personalidad y trastornos de la percepción y la consciencia. Otra de las consecuencias de la hipoxemia es la hiperventilación, que es el aumento de la frecuencia de la respiración junto a la disminución de los niveles de oxígeno en sangre. La hiperventilación puede ser provocada por ciertos estados como de angustia o de pánico y también ser producto de alguna enfermedad pulmonar o coronaria.

## **Capítulo 3.**

### **Selección de componentes y construcción de oxímetro**

En este capítulo se presenta el diseño y los componentes que fueron usados en el hardware del dispositivo, al mismo tiempo se justificará su selección basados en los objetivos que se pretendían alcanzar, a su vez se evidenciará el proceso de construcción para lograr la materialización de dicho pulsi-oxímetro.

Como principal componente electrónico se optó por la utilización de un chip de bajo costo AVR de la familia RISC, con este se pretende obtener visualización en tiempo real en una pantalla OLED de los parámetros de saturación de oxígeno y la frecuencia de los pulsos, cuya información proviene de un sensor que capta estas variables, aquí el módulo toma una señal analógica del foto-diodo del sensor y la convierte en una digital por medio del micro controlador el cuál además de transmitir la información al panel OLED tiene que a su vez mandar esta información por medio de comunicación WI-FI a un dispositivo móvil o de computo en su defecto por medio de una página web diseñada para este fin y así llevar el monitoreo y guardar en registros.

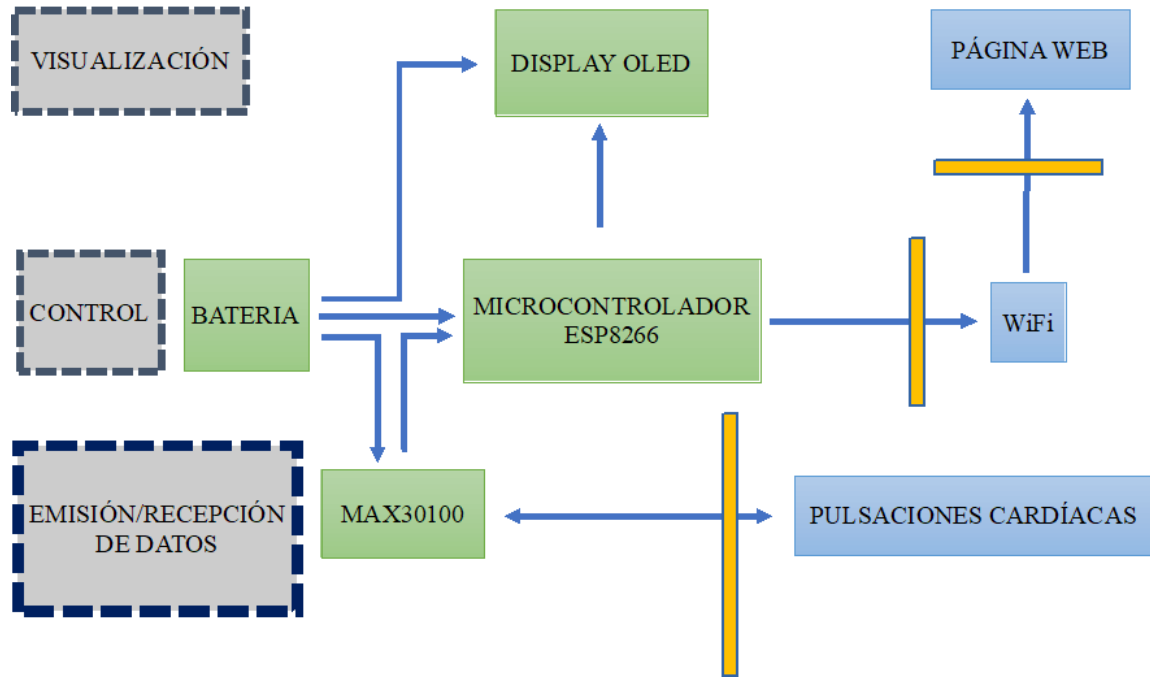


Figura 3.1: Esquema de funcionamiento e intercomunicación del oxímetro.

### 3.1. Selección del módulo infrarrojo/rojo

El módulo infrarrojo/rojo utilizado en este proyecto para la detección de la hemoglobina oxigenada y desoxigenada fue el MAX30100, debido a que su costo, prestaciones y características lo hicieron idóneo para cumplir con los objetivos deseados. Este módulo incluye LEDES fotodetectores, elementos ópticos y electrónica de bajo ruido con rechazo de luz ambiental lo cual le permite brindar una medición más exacta. Con este sensor el proceso de diseño se simplifica permitiendo ser implementado en dispositivos vestibles, cumpliendo con el estándar de ser un aparato móvil y portable. Otra de sus características por las cuales fue seleccionado es su bajo consumo de 1.8

V y su comunicación a través del estándar I2C. Con este sensor se puede trabajar en condiciones ambientales no controladas lo cual lo hace útil para dar asistencia médica prehospitalaria, con la incorporación de LEDs que permiten una alta intensidad (EL LED rojo trabaja a una longitud de onda de 660nm y el LED infrarrojo a una longitud de onda de 880nm).

### **3.1.1. Especificaciones técnicas del módulo MAX30100**

- Monitor de ritmo cardíaco y sensor de oxímetro de pulso en solución reflectante LED.
- Módulo óptico de 5 pines de 5.6mm x 3.3mm x 1.55mm de tamaño reducido.
- Cubierta integrada de vidrio para óptima, robusta actuación.
- Operación de energía ultra baja para dispositivos móviles.
- Frecuencia de muestreo programable y corriente de LED para ahorro de energía.
- Monitor de frecuencia cardíaca de bajo consumo ( 1mW).
- Corriente de cierre ultra baja (0.7uA).
- Capacidad de salida de datos rápida.
- Altas tasas de muestreo.
- Resistencia robusta del efecto en movimiento.
- Alta SNR (relación señal-ruido).

## CAPÍTULO 3. SELECCIÓN DE COMPONENTES Y CONSTRUCCION DE OXIMETRO36

- Rango de temperatura de funcionamiento de -40C hasa 85C.

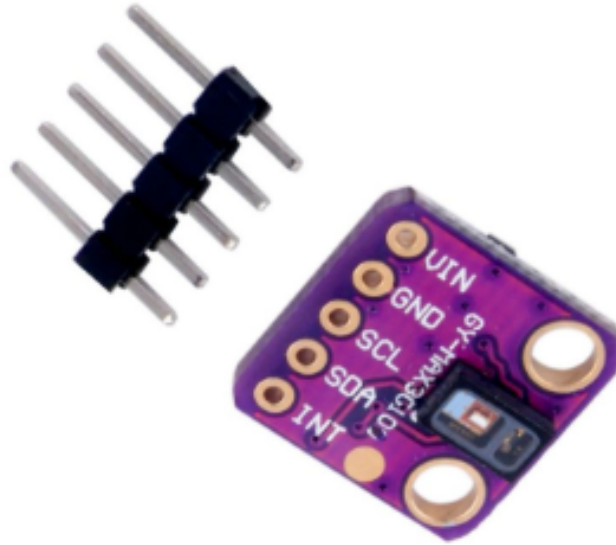


Figura 3.2: Módulo MAX30100

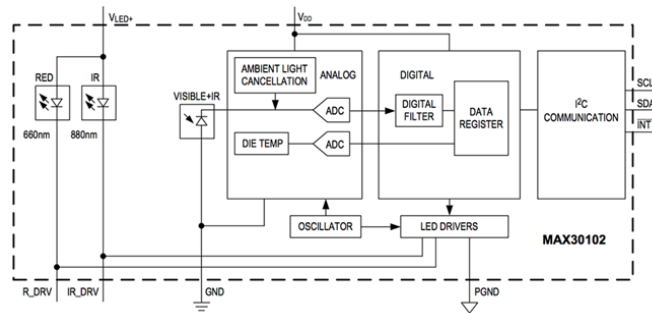


Figura 3.3: Configuración de pines del módulo.

### 3.2. Selección de la pantalla

Para mostrar los valores en tiempo real de la monitorización en un apartado gráfico se tuvieron en cuenta factores como consumo, tamaño y rendimiento, por lo que se escogió un módulo de pantalla OLED el cuál expondrá la información



### *CAPÍTULO 3. SELECCIÓN DE COMPONENTES Y CONSTRUCCION DE OXIMETRO37*

proveniente del módulo MAX30100 y que será visualizado en el panel con detalles gráficos entre 0 y 128 bits.

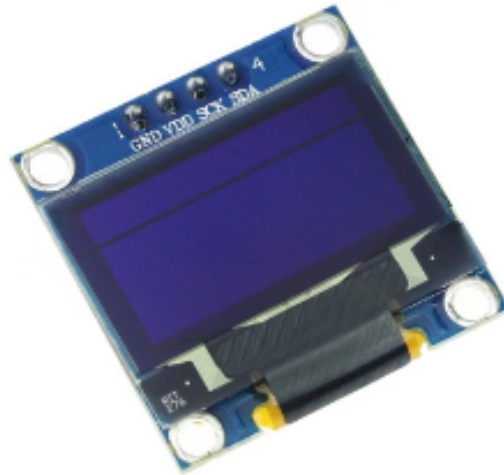


Figura 3.4: Display OLED utilizado.

**3.2.1. Especificaciones técnicas de la pantalla**

- Resolución de 128x64 pixeles.
- Dimensiones 35mm x 33mm x 3mm.
- Ángulo de visión mayor a 160 grados.
- Controlador SH1106.
- Interfaz I2C.
- Alimentación 3.3V hasta 5V en DC.
- Corriente de trabajo 25mA (máximo).
- Librería U8GLIB.

### 3.3. Selección del microcontrolador

En el proceso de selección se optó por la utilización del microcontrolador ESP8266 el cual llevará a cabo las tareas de procesamiento, filtrado y transmisión de la señal recibida por el sensor MAX30100 enviada al display por medio inalámbrico a un dispositivo ya sea móvil o de computo. Cabe destacar que la arquitectura de 32 bit que posee el módulo permite la manipulación de gran cantidad de datos que lo hace idóneo para esta tarea.



Figura 3.5: Módulo de conectividad inalámbrica EPS8266 perfecto para comunicación via WiFi entre diversos dispositivos.

#### 3.3.1. Especificaciones técnicas del microcontrolador

El módulo ESP8266 soporta comunicación IPv4 y protocolos TCP/UDP/HTTP/FTP. No soporta HTTPS en un principio, así que lo hace mediante software tanto en cliente como servidor TLS1.2. Tiene un total de 17 puertos GPIO (General Purpose Input/Output pins), de los cuales solo se pueden usar 9 o 10 debido a que los pines GPIO6, GPIO7, GPIO8, GPIO9, GPIO10 y GPIO11 son usados para conectar por

### *CAPÍTULO 3. SELECCIÓN DE COMPONENTES Y CONSTRUCCION DE OXIMETRO40*

SPI con la memoria flash. El pin GPIO16 es especial ya que está conectado al RTC (Real Time Clock), por ende puede ser configurado con resistencia Pull-up o Pull-down y soporta los principales buses de comunicación (SPI, I2C, UART). Los pines GPIO00, GPIO02 y GPIO15 intervienen en el arranque del módulo, mientras que los pines GPIO01 y GPIO03 son usados para comunicación serial (UART). Entre otras especificaciones técnicas se encuentran los diversos modos de funcionamiento del módulo y sus características eléctricas de funcionamiento:

- Utiliza una CPU tensílica L106 de 32 bit.
- Tiene un voltaje de operación entre 3V y 3,6V.
- Posee una corriente de operación de 80mA.
- Rango de temperatura de funcionamiento -40C hasta 125C.
- Sleep mode o modo dormido: solo el RTC (Real Time Clock) está activo para mantener la sincronización. Se queda en modo alerta de los posibles eventos que le hagan despertar. Mantiene en memoria los datos de conexión y así no hace falta volver a establecer la conexión con la WiFi. Consume entre 0,6 mA y 1 mA.
- Deep sleep o modo en sueño profundo: el RTC está encendido pero no operativo. Debe pasar por el modo dormido antes de despertar. Hay que llevar especial cuidado con los datos ya que en este estado es como si estuviera apagado y

todos los datos que no estén almacenados se pierden. Consume alrededor de 20 uA.

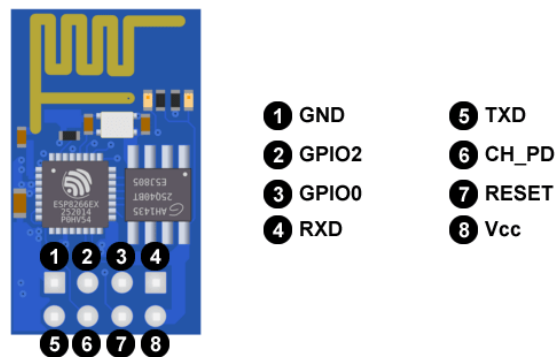


Figura 3.6: Configuración de los puertos GPIO (General Purpose INPUT/OUTPUT pins).

### 3.4. Selección de la fuente de poder

Con el objetivo de energizar cada componente del dispositivo el mercado brinda varias opciones, pero en concreto para este oxímetro se necesitó una batería capaz de ser recargada, que ocupe el menor espacio posible y que de la suficiente carga para durar el mayor tiempo posible. Debido a esto se utilizó una batería de Litio-polímero, puesto que cumple con los criterios de selección requeridos, tales como: ser recargada varias veces sin perder la capacidad de carga total, tener un tamaño que no supere los 40 mm de longitud, que brinde una autonomía de 5 a 8 horas.

#### 3.4.1. Especificaciones de la batería LiPo

- Manipula una tensión de 3.7V.

- Capacidad de 380mAh.
- Conector tipo MX2.0-2P.
- Peso de la batería 11 gramos.
- Dimensiones de la batería 38mm x 19mm.

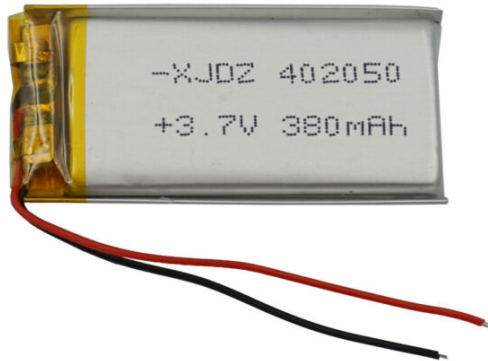


Figura 3.7: Batería tipo LiPo utilizada por su autonomía y tamaño idóneo.

### 3.4.2. Módulo de carga de la batería LiPo TP4056

Se utilizó un cargador para celdas de litio con conector mini-USB y control de carga y descarga. Con el conector integrado mini-USB, puede conectarse directamente al puerto USB de la computadora para cargar la batería. Si el USB no está disponible, puede usar una fuente de voltaje externa en las teclas IN + / IN- .

- El voltaje de entrada es de 5V.

### CAPÍTULO 3. SELECCIÓN DE COMPONENTES Y CONSTRUCCION DE OXIMETRO43

- El voltaje de apagado es de 4.2V.
- La máxima corriente de carga es de 1000mA.
- Voltaje de protección de descarga 2.5V.
- Protección de sobre corriente de la batería 3A.

Fue necesario tener en cuenta que el acceso a la batería por primera vez puede estar inhabilitado entre las salidas OUT + y OUT -, para activar este voltaje se tuvo que conectar el circuito al cargador con el fin de activar el circuito de protección de la batería, para que la batería cargara de forma correcta fue necesario tener un cargador que sea capaz de entregar 1A o más.

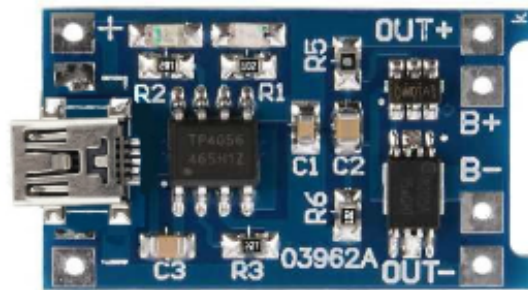


Figura 3.8: Cargador de batería tipo LiPo.

### 3.5. Alimentación y autonomía del dispositivo

En el diseño del oxímetro de pulso, como se enunció anteriormente, se utilizó una batería de Li-Po de 380mAh a 3.7V, sin embargo, en el apartado técnico del controlador se evidencia que este puede trabajar a una tensión de 3.3V, debido a esto, fue necesario usar un regulador 1117 el cual otorga una salida de 3.3V, que es el voltaje requerido por el microcontrolador. Cabe resaltar que se podría trabajar a 3.7V, pero esto representaría un riesgo tanto para el controlador como para el cálculo, puesto que al trabajar a esta tensión se eleva la temperatura del mismo afectando los valores que detecta el sensor, generando alteraciones o ruido en la señal debido a que este sensor es muy sensible a los cambios de temperatura generados por componentes electrónicos.

Pantalla OFF	WiFi ON
MAX30100	0.025W
ESP8266	0.2W
PANTALLA	0W
AUTONOMÍA: 7.2 HORAS	

Cuadro 3.1: Tabla de consumo con pantalla apagada y WiFi encendido.

Pantalla ON	WiFi OFF
MAX30100	0.025W
ESP8266	0.08W
PANTALLA	0.6W
AUTONOMÍA: 10.8 HORAS	

Cuadro 3.2: Tabla de consumo con pantalla encendida y WiFi apagado.



Pantalla ON	WiFi ON
MAX30100	0.025W
ESP8266	0.2W
PANTALLA	0.6W
AUTONOMÍA: 4.8 HORAS	

Cuadro 3.3: Tabla de consumo con pantalla encendida y WiFi encendido.

### 3.5.1. Esquema electrónico y montaje

Para el desarrollo del montaje se optó por el diseño de una PCB que permitiera añadir los diferentes compones con el objetivo de integrarlo todo en un solo prototipo, esto con la finalidad de ocupar el menor espacio posible y así implementar el siguiente diseño, en el cual se encuentran los siguientes elementos:

- Batería
- Cargador
- Microcontrolador
- Sensor
- Display

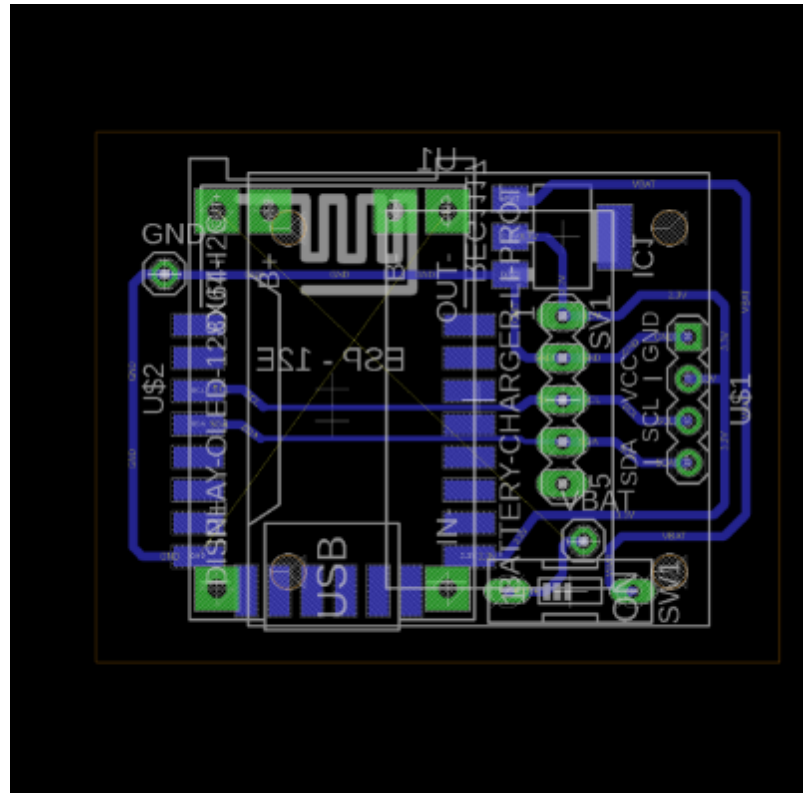


Figura 3.9: Esquema virtual del montaje electrónico en PCB del pulsioxímetro.

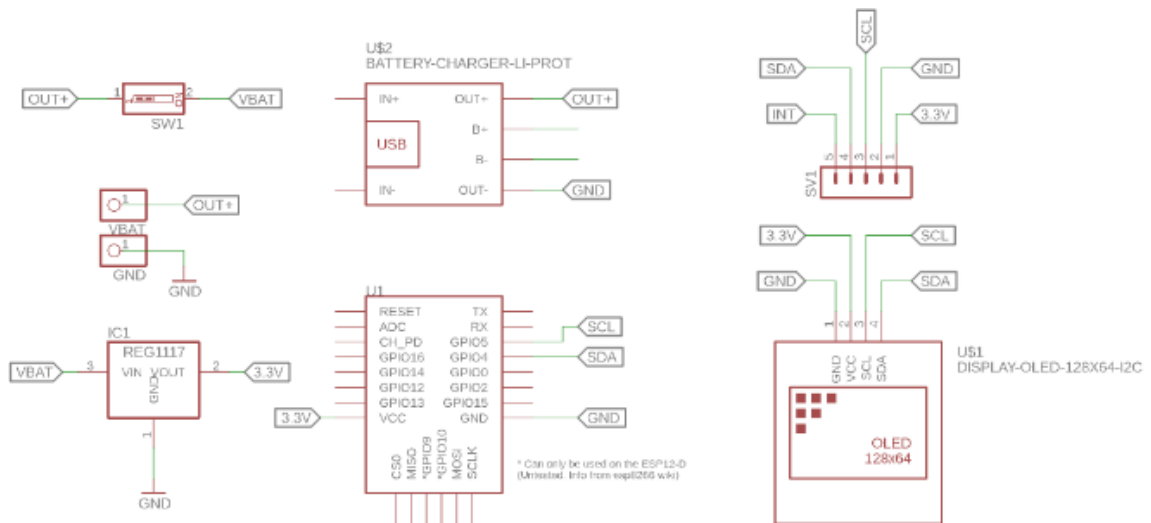


Figura 3.10: Apreciación más detallada y clara se presenta el esquemático de conexión y a su vez todos los componentes usados en el dispositivo.

## Capítulo 4.

### Diseño del oxímetro de pulso

En este capítulo se mostrará el desarrollo de los cálculos, filtros y programas necesarios para la detección del pulso realizada por el oxímetro. A su vez se indicarán los ajustes necesarios y parámetros seleccionados para la mediciones de las variables.

#### 4.1. Configuración e implementación del sensor MAX30100

Es necesario aclarar los siguientes elementos referentes al envío de datos en el sensor MAX30100:

- La dirección I2C del MAX30100 es 0x57.
- Los datos se almacenan en un búfer FIFO de 64 bytes al que se puede acceder desde un microcontrolador mediante el bus I2C. Puede almacenar hasta 16 mediciones, donde cada muestra tiene un tamaño de 4 bytes. Los primeros dos bytes son para la medición IR y los últimos dos bytes son para la medición RED.
- La memoria intermedia FIFO no se puede leer en consecuencia con I2C, ya que FIFO apunta a la misma dirección. Debe completar la transacción para que la

dirección de salida FIFO contenga los siguientes valores.

- MAX30100 ha sido construido en frecuencias 50 / 60Hz.
- Si solo desea detectar el pulso, solo se requiere IR.
- Para la saturación de oxígeno, deberá habilitar los LED IR y RED.
- Al cambiar la frecuencia de muestreo y el ancho de pulso de los LED, también cambia la resolución de ADC. Es importante tener en cuenta que la frecuencia de muestreo y el ancho del pulso están directamente vinculados entre sí cómo se puede apreciar en las figuras 12 y 13 para mediciones de saturación de oxígeno y de ritmo cardíaco respectivamente.

## 4.2. Filtrado de señal

EL MAX30100 dispone de un led rojo y otro infrarrojo, la luz reflejada se detecta por un foto diodo que está posicionado entre los dos led antes mencionados. La corriente de estos puede ser configurado en un valor entre 0 y 50mA. Para comenzar en el filtrado de señal es necesario tener en cuenta que el valor digital obtenido dependerá directamente de tres parámetros que están relacionados entre sí como son; la resolución que puede ser configurada hasta 16 bits, el ancho del pulso que puede ser entre 200 y 1600u y por último la velocidad de muestreo del fotodiodo que puede estar entre 50 y 1000 muestreos por segundos. El oxímetro guarda dicha configuración en un conjunto de registro de 8 bits y utiliza una memoria FIFO de 64 bytes para

almacenar hasta 16 lecturas completas que son las que se almacenan provenientes del canal rojo e infrarrojo. Pero para acceder a estos registros es necesario el modulo en su modo HR y leer los datos IR sin procesar.

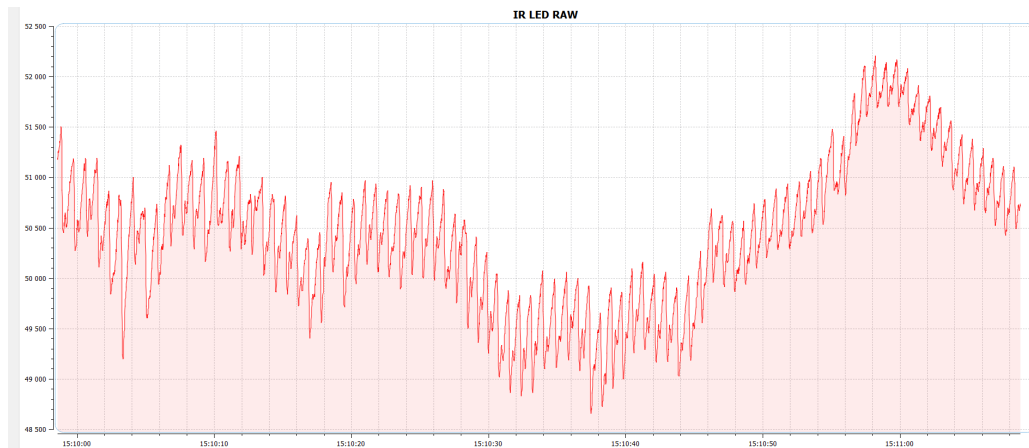


Figura 4.1: Gráfica de los datos IR con oscilaciones notables, con lectura de la CC (corriente continua) y CA (corriente alterna).

### 4.3. Filtro para la eliminación de la CC

Una vez obtenidos los valores de la corriente, fue necesario eliminar su parte continua, puesto que la única lectura que resulta útil para determinar la frecuencia cardiaca y la saturación de oxígeno es la parte que oscila, es decir la zona de la corriente alterna. Es necesario decir que para realizar eliminar la parte CC de la gráfica se puede recurrir a diferentes métodos, como por ejemplo tomar de la señal un promedio móvil largo y restar el promedio de la señal, en este caso al realizar dicho procedimiento una de las frecuencias bajas que estaba justo encima de la CC fue atenuada, impidiendo realizar correctamente el filtrado de la corriente continua.

Debido a esto se optó por implementar un filtro FIR o filtro pasa alto, el cual, aunque funciona mejor que el ejemplo previamente mencionado, también dio problemas similares al anterior filtro con un añadido de que representó una carga computacional adicional que causó que en un momento el microprocesador se saturara y dejara de funcionar. En respuesta a esto se optó por utilizar una tercera opción de filtrado, la cual consistió en aplicar un filtro IIR o filtro de primer orden, el cual no es más que un filtro digital que de entrada tiene una señal impulso y de salida tendrá un número infinito de términos no nulos, es decir, nunca vuelve al reposo. Su ventaja o principal diferencia con el filtro FIR es que puede cumplir el mismo filtrado, pero con un menor orden de filtro, esto es importante puesto que presenta una menor carga computacional, por ende, utiliza menos recursos del ESP8622.

Para aplicar el filtro IIR se tuvo que usar las siguientes ecuaciones:

$$w(t) = x(t) + \alpha * w(t - 1). \quad (4.1)$$

$$y(t) = w(t) - w(t - 1). \quad (4.2)$$

$y(t)$  : Es la salida del filtro.

$x(t)$  : Es la entrada/valor actual.

$w(t)$  : Es el valor intermedio, actúa como el historial del valor DC.

alfa : Es la constante de respuesta del filtro. Si  $\alpha = 1$  Entonces todo pasa todo. Si

$\alpha = 0$  no pasa nada.

Para la eliminación de DC, desea que alfa sea bastante cercano a 1, por lo que es necesario aplicar un filtro pasa alto. En este caso se usó un valor de  $\alpha = 0.95$ .

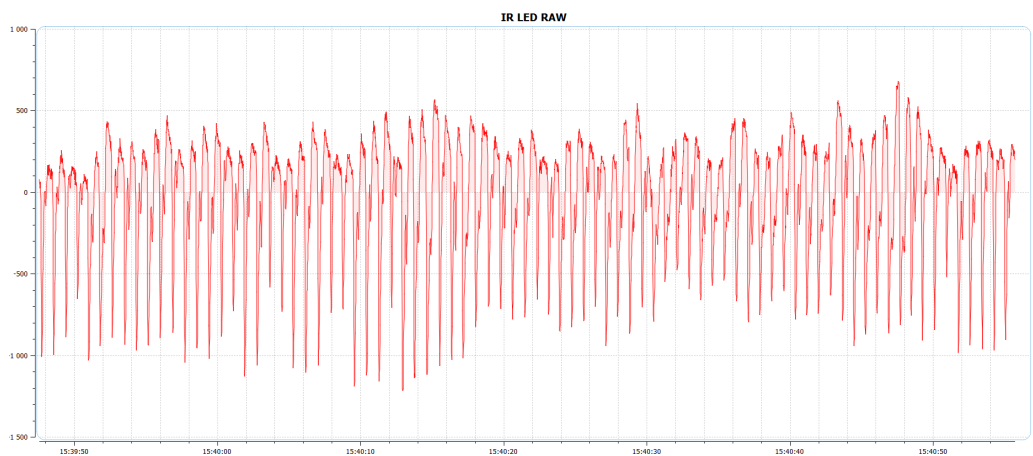


Figura 4.2: Gráfica de la señal IR pasada a través del filtro de eliminación de CC.

#### 4.3.1. Filtro de la media

Una vez obtenida la señal limpia de la parte CC, se tiene que mejorar la capacidad de detectar los pulsos, para esto se toma el diferencial de la señal, que es donde se presentan los cambios más bruscos. Aplicando este filtro se obtendrá el promedio o media del valor de cambio en la gráfica, como su nombre lo indica. Luego de pasar la señal por este filtro se obtuvo la siguiente gráfica.

En la gráfica se observan unas ligeras oscilaciones, que son más visibles en la parte inferior. Estas oscilaciones fueron suavizadas con un filtro pasa bajo.

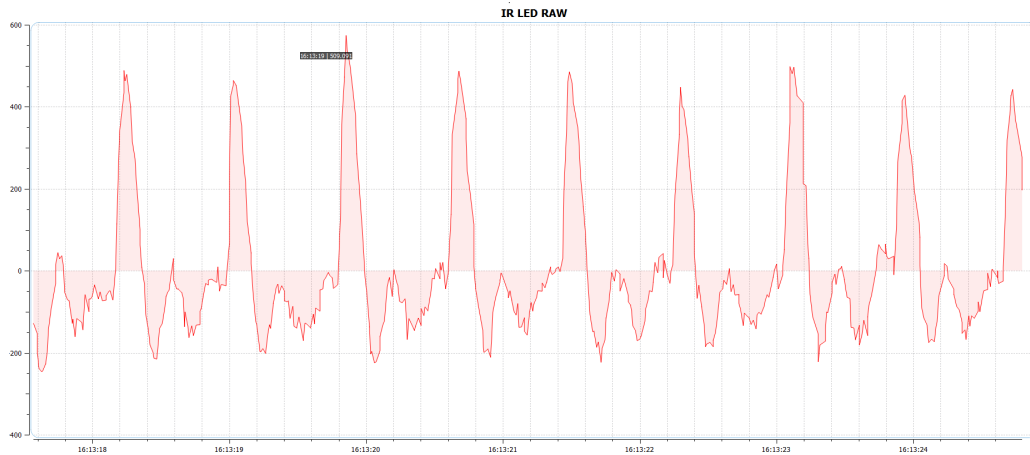


Figura 4.3: Gráfica de la aplicación del filtro de media en la señal.

#### 4.4. Filtro pasa bajo

Para suavizar estas oscilaciones se utilizó un filtro Butterworth en configuración de filtro pasa bajo. Entonces, para implementar este filtro tenemos que establecer dos variables: Frecuencia de muestreo (FS) y frecuencia de corte (FC). La frecuencia de muestreo más rápida disponible para MAX30100 es 1kHz, sin embargo, la configuración elegida es con un ancho de pulso largo, lo que permite que la frecuencia de muestreo sea de solo 100Hz. Se decidió usar esta frecuencia porque representa menos trabajo computacionalmente hablando y no se necesitan todas las muestras. Las frecuencias normales en reposo oscilan entre 50 y 100 BPM. La frecuencia máxima que puede alcanzar el corazón es determinada por la edad, entonces aplicando la fórmula de Fox y Haskell solo se tiene que restar 220 a la edad y así se logra obtener el BPM máximo. De la información anterior se optó por escoger un BPM máximo de 220. Entonces, la frecuencia más alta que se dejaría pasar se pudo calcular de la siguiente



manera:

$$f = \frac{220bpm}{60} = 3,666Hz. \quad (4.3)$$

Asumiendo entonces un valor tan bajo como 50 BPM que es lo mínimo que se detecta en el cuerpo cuando se está en reposo, se pudo obtener la frecuencia más baja usando la misma fórmula:

$$f = \frac{50bpm}{60} = 0,833Hz. \quad (4.4)$$

Es muy importante recordar que el filtro Butterworth funciona en una frecuencia normalizada.

$$Rn = \frac{Fc}{Fs}. \quad (4.5)$$

Asumiendo que 220 BPM o 3.66Hz es la frecuencia objetivo. El filtro Buttersworth dejaría pasar las frecuencias deseadas con una tasa de muestreo tan baja como:

$$\frac{3,66Hz}{0,1} = 36,6Hz. \quad (4.6)$$

Obteniendo, una vez pasado el filtro, una señal más suavizada

#### 4.5. Detección de los BPM

Al tener la señal del módulo MAX30100 filtrada, se pudo calcular la frecuencia cardiaca. Para esto es usa una máquina de estado. El funcionamiento es simple, cuando la señal alcanza un umbral alto este sigue la onda hasta donde caiga la señal,

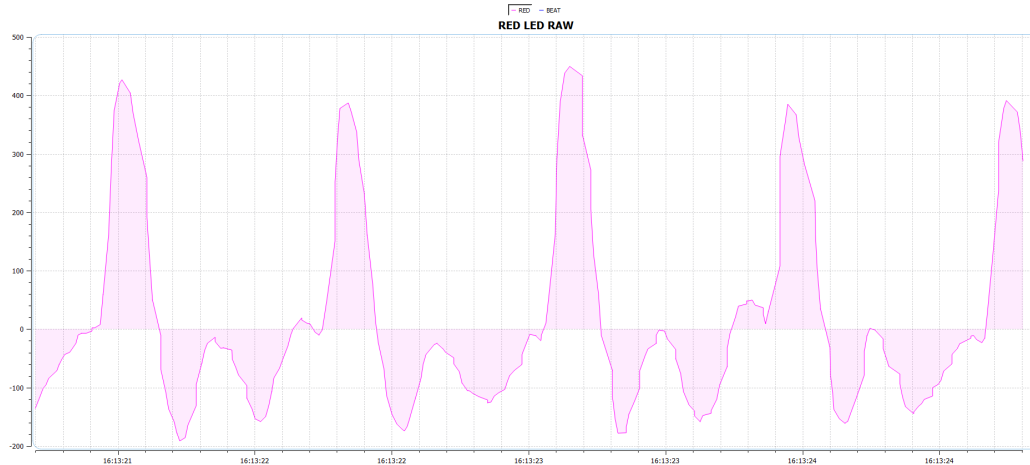


Figura 4.4: Gráfica después de aplicar el filtro pasa bajo.

en este momento se guarda una marca de tiempo. La diferencia entre el inicio y el final del umbral (marca de tiempo) será nuestro retraso medido entre los dos tiempos. Con este resultado se pueden calcular los BPM. Con la función `millis()`, que da una marca de tiempo en milisegundo y ya guardando las dos marcas de tiempo antes mencionadas, se logró calcular la frecuencia cardiaca mediante la siguiente ecuación:

$$BPM = \frac{6000}{(\text{Marcadetiempoactual} - \text{Marcadetiempoanterior})} \quad (4.7)$$

#### 4.6. Medición de la saturación de oxígeno

El principio que permite que el oxímetro sea un oxímetro arterial o de pulso, es que se basa en los valores medidos al momento de cada pulsación de la sangre arterial, puesto que la sangre arterial pulsa en el lugar de la medición. La luz absorbida cambia al variar la cantidad de sangre y al modificar las cantidades relativas de  $\text{HbO}_2$  y  $\text{Hb}$ . La medición de los cambios en la absorción de la luz permite estimar la

SpO<sub>2</sub> arterial y la frecuencia cardiaca. Al encontrar el máximo y mínimo de la señal pulsátil detectada, tanto para la luz roja como para la luz infrarroja, corresponde a las absorciones máximas y mínimas. Las cuales, al ser divididas entre sí, normalizan la transmisión lumínica permitiendo calcular el cociente R, que determina el nivel de SpO<sub>2</sub> del paciente. Lo que se muestra en la ecuación:

$$R = \frac{R_{ab}}{I_{ab}}. \quad (4.8)$$

Siendo  $R_{ab}$  el cociente entre la absorción máxima y mínima del led rojo e  $I_{ab}$  el cociente entre la absorción máxima y mínima del led infrarrojo. Esta ecuación hace necesario emplear una gráfica de regresión para estimar la función existente entre el cociente R con la SpO<sub>2</sub>. Dicha grafica proporcionada por el fabricante determina empíricamente con los valores de saturación obtenidos de voluntarios humanos sometidos a diferentes pruebas, en la que se mide el SpO<sub>2</sub> mediante el uso de técnicas invasivas como la gasometría.

#### 4.7. Obtención de la curva de calibración

Al tomar algunos puntos de la gráfica representada en la figura y graficando SpO<sub>2</sub> vs R se obtuvo la curva de calibración del oxímetro de pulso. Una SpO<sub>2</sub> mucho menor de 90 % indica algunas afecciones graves tales como la hipoxemia entre otras enfermedades. La linealización se realiza para procesar la señal con el uso del microcontrolador, al linealizar se obtiene que la relación entre el SpO<sub>2</sub> y R ecuación

es:

$$SpO_2 = -25R + 110,33 \quad (4.9)$$

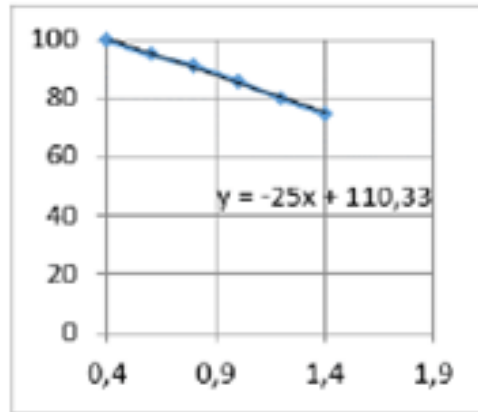


Figura 4.5: Gráfica de la curva de calibración.

Luego de haber obtenido la ecuación se procedió a cambiar el modo preconfigurado a SaO<sub>2</sub>+HR, esto se hace enviando al registro 0X03 la configuración de dicho modo. Una vez hecho esto, ambos LED se activaran y comenzaran a llenar el bufer FIFO con la lectura de ambos espectros de luz, al activar este modo se habilitó una corriente de salida de 50mA lo que ocasionará que las lecturas del LED rojo estén totalmente saturadas, lo cual no es viable puesto que se necesita que los niveles de lectura sean idénticos para ambos LED.

#### 4.8. Balanceo de corriente de led rojo y led infrarrojo

Al habilitar ambos LED con una corriente máxima de 50ma, se observó que las lecturas del led rojo estaban saturadas. También podemos medir la relación entre las

dos lecturas, en nivel base donde los niveles DC deberían ser casi los mismos.

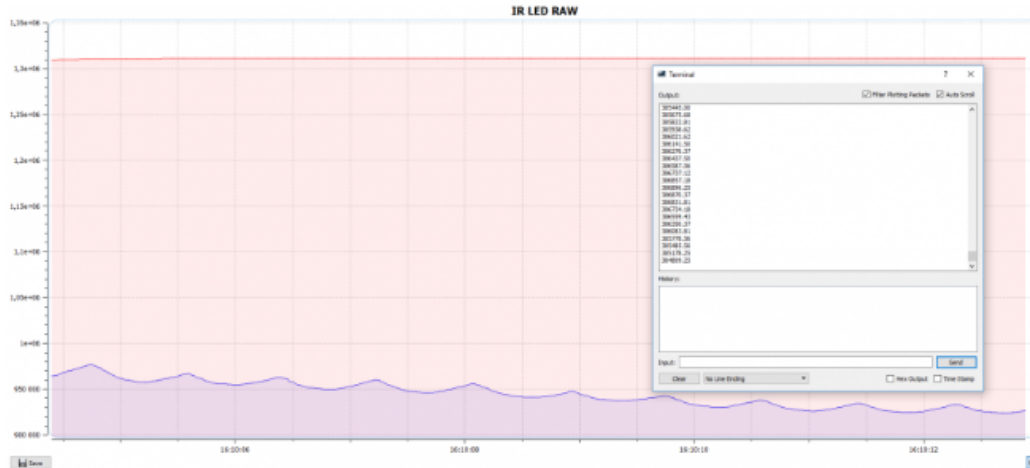


Figura 4.6: Gráfica de la saturación del LED rojo.

De la gráfica se observó que los niveles CC no coinciden, la diferencia es de aproximadamente 380000 unidades de corriente continua, teniendo en cuenta que anteriormente se habían configuraron tanto el Led rojo como IR en 50mA. Para solucionar este problema simplemente se realizaron variaciones valor de las corrientes de entrada:

Si  $I_{ROJO} > I_{IR}$  entonces disminuye la corriente IROJO

Si  $I_{ROJO} < I_{IR}$ , aumenta la corriente IRED

Siendo IROJO el valor de la corriente de salida del LED rojo

Siendo IIR el valor de la corriente de salida del LED infrarrojo

Aplicando esta lógica en el programa se notó que los niveles de CC son más cercanos. La diferencia ahora se ha reducido a 42000 unidades de CC. En este caso se configuró IR a 50ma y LED ROJO a 27mA.

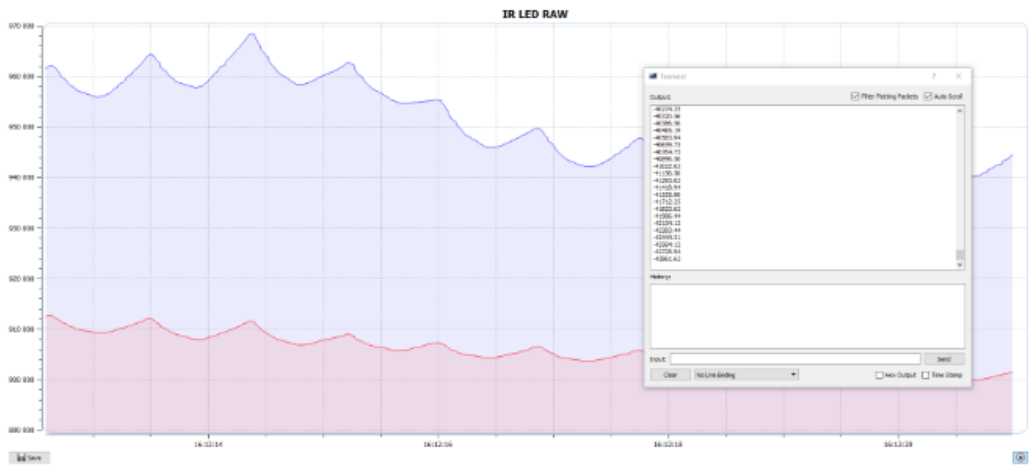


Figura 4.7: Gráfica de la lectura balanceada tras la disminución en los valores de CC.

Luego de un tiempo de muestreo y cuando el programa comenzó a ajustar los valores de corriente se observa que la señal se estabilizó y la diferencia es menor.

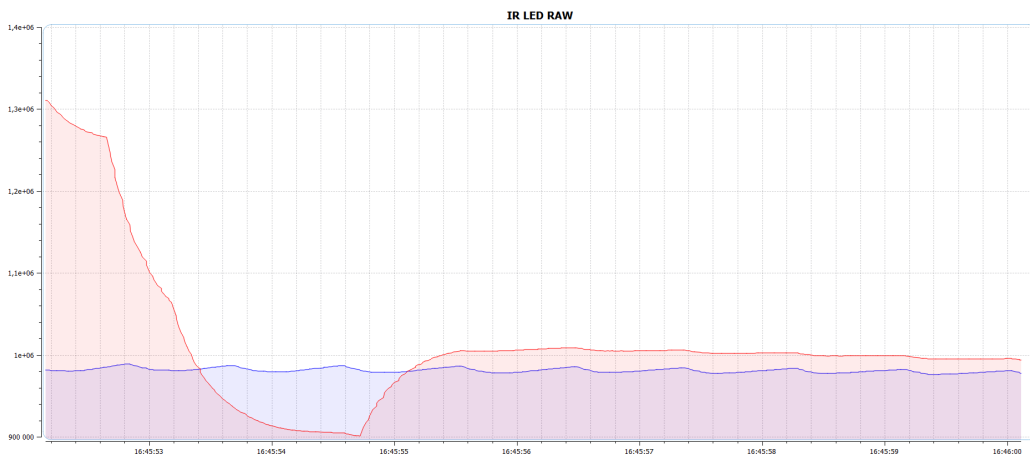


Figura 4.8: Gráfica estabilizada de la lectura de Led Rojo e Infrarrojo.

### 4.9. Cálculo del valor de SpO2

En resumen la saturación de oxígeno se define de la relación entre niveles de hemoglobina oxigenada y el nivel de hemoglobina total.

$$SpO_2 = \frac{HbO_2}{TotalHb}. \quad (4.10)$$

El tejido de nuestro cuerpo absorbe diferentes cantidades de luz dependiendo del nivel de oxigenación de la sangre. Sin embargo, es importante tener en cuenta que la característica no es lineal.

Como se mencionó previamente, se utilizan dos longitudes de onda diferentes: IR (950nm) y RED (650nm). Estas dos longitudes de onda se emiten hacia el dedo, lóbulo de la oreja, muñeca entre otros, de manera alterna. Se enciende uno, se toma la medida y luego se apaga. Esto se repite para el otro espectro. Básicamente, ambos no se miden simultáneamente.

La relación R entre estas dos longitudes de onda se define con las siguientes ecuaciones:

$$R = \frac{\left(\frac{ACRMSrojo}{DCRED}\right)}{\left(\frac{ACRMSIR}{DCIR}\right)}. \quad (4.11)$$

O también se puede expresar así:

$$R = \log(IAC) * \lambda_1 \log(IAC) * \lambda_2. \quad (4.12)$$

IAC es la intensidad de la luz donde solo está presente la CA. Y  $\lambda_1$  es para longitud de onda de 650nm y  $\lambda_2$  es para longitud de onda de luz de 950nm.

Para poder realizar mediciones precisas de la saturación de oxígeno, será necesario calibrar el sensor. No hay una fórmula que se ajuste a todas.

No obstante, un modelo estándar de cálculo de SpO<sub>2</sub>, al que se hace referencia básicamente en todos los libros de texto, es el siguiente:

$$SpO_2 = 110,33 - 25R. \quad (4.13)$$

Con esta ecuación se procede a calibrar el sensor, para esto se necesitó de un oxímetro de pulso que estuviese calibrado, por lo que se utilizó oxímetro de pulso comercial de la marca ChoiceMMed MD300C1C para conocer el SpO<sub>2</sub> real de algún sujeto de prueba. Una vez implementados los cálculos se obtiene un RMS de 0.60-0.64 lo cual representa en la curva del fabricante un porcentaje de 98 %. Así se obtuvieron la siguientes graficas del consolidado final.



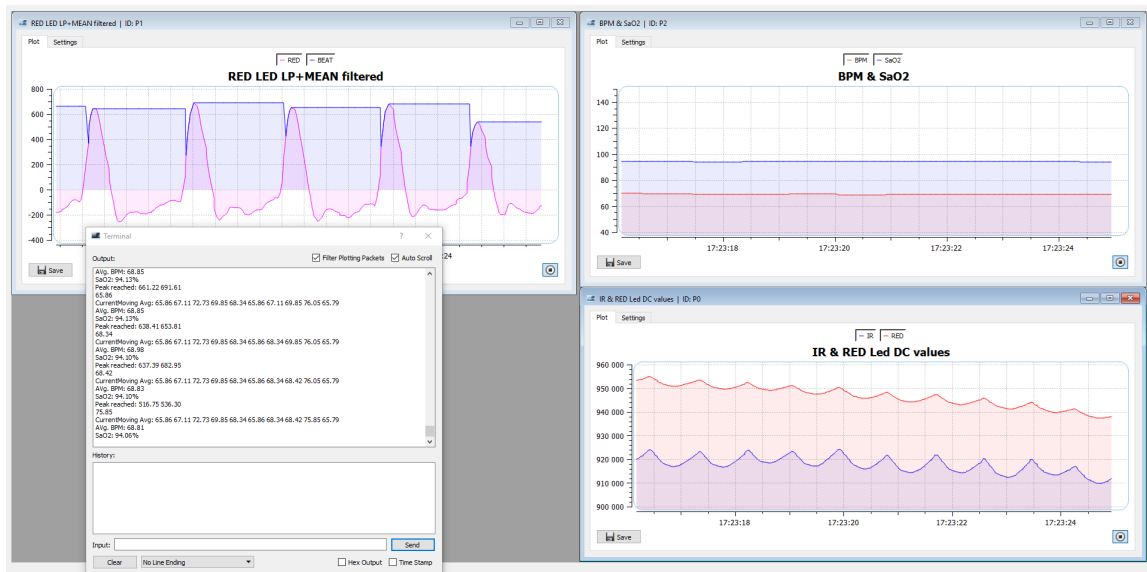


Figura 4.9: Consolidado de las gráficas utilizadas para la obtención de los valores de saturación de oxígeno.

## **Capítulo 5.**

### **Programación del dispositivo**

#### **5.1. Aplicativo web**

Con el fin de monitorear y realizar un registro de la información que entrega el dispositivo se optó por el desarrollo de un aplicativo web, el cual proporcionaría la visualización de los datos obtenidos desde un dispositivo con conexión a internet. Todo por medio inalámbrico utilizando protocolo TCP/IP.

#### **5.2. Lenguaje implementado**

El lenguaje optado para programar el dispositivo fue C++, en apoyo con el software de desarrollo libre de Arduino IDE, esto debido a que el microcontrolador ESP8266 es compatible con este mismo. Una de las principales razones por las cuales se utilizó lenguaje C++ es por su fácil manejo y ahorro de tiempo al ser un lenguaje de múltiples comandos secuenciales sobre el cual se ha tenido buena experiencia realizando proyectos anteriormente. Por otro lado para el apartado grafico se usó la programación en PHP, brindando un entorno visual rápido, atractivo e intuitivo.

### 5.3. Ventajas de usar protocolo IP y WiFi

Al usar el protocolo TCP/IP se pudo crear una red local, que por medio de un control remoto y almacenando en un servidor puede ser monitoreada relativamente en cualquier lugar que cuente con conexión a internet, por esta misma razón el uso del wifi le permite al dispositivo entrar dentro de la red. Con el uso de un monitoreo por WiFi más de un dispositivo puede visualizar la información del dispositivo.

#### 5.3.1. Pasos de lectura del algoritmo

1. Verifica que el registro del microcontrolador este lleno.
2. Imprime la dirección IP.
3. Inicializa la instancia de PulseOximeter y registra un Callback si detecta un latido.
4. Toma el valor de heartrate para enviar en html.
5. Toma el valor de spO2 para enviar en html.
6. Imprime los valores y enviamos un % como comodín para esperar los nuevos registros.
7. Almacena la información en un archivo SQL.
8. Repite el ciclo.

#### **5.4. Envío de parámetros en un diálogo HTTP**

La comunicación que se presenta en entre el ESP8622 y el entorno web diseñado funciona por dialogo HTTP, este algoritmo funciona de la forma solicitud/respuesta. Cuando un navegador web (El cliente) quiere acceder a una página web (servidor), envía una petición http (HTTP request) el servidor recibe la petición y le responde con la página web (HTTP response). El encargado de enviar e interpretar esto es el navegador web, el usuario solo escribe la URL y espera a que cargue la página. Cada vez que se trabaje con el ESP8266 se debe realizar la petición HTTP de esta manera.

#### **5.5. Cargar información a una base datos en un servidor**

Como fase final solo quedaba registrar los valores obtenidos en el dispositivo en una base de datos de un servidor. Para esto se creó un cliente wifi con el ESP8622. Se declararon variables como son el nombre de la red (SSID) y la contraseña (Password), así como la dirección de servidor al que se cargarían los datos. Se estableció la conexión con la red WiFi y se mostró por el puerto serie la dirección IP asignada, el paso a seguir fue obtener los datos de pulso cardíaco y saturación de oxígeno, una vez se obtienen dichos valores se usa el cliente WiFi para establecer la conexión TCP. Para ello se declaró una serie de string en cual se mostraba la dirección URL completa a la cual se conectaría el dispositivo y finalmente se enviaría la petición al servidor WEB.

## 5.6. Entorno gráfico

Para mostrar al usuario los valores de BPM y SpO2 se usó un entorno desarrollado netamente por PHP. Donde se muestra una interfaz sencilla y fácil de interpretar.

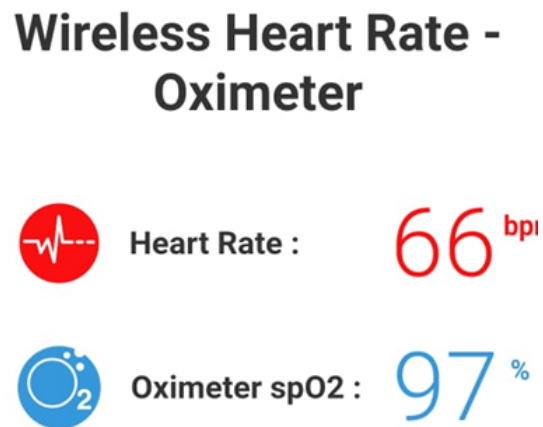


Figura 5.1: Interfaz web desarrollada para visualizar los resultados de la medición realizada por el prototipo.

## Capítulo 6.

### Resultados y Discusión

A continuación se mostrarán los resultados de las pruebas realizadas para determinar la exactitud y la precisión del prototipo construido para la detección del porcentaje de saturación de oxígeno y la frecuencia cardíaca, con el uso de un oxímetro de pulso de marca ChoiceMMed MD300C1C para adultos y niños versus el prototipo diseñado, para esto se tomó como muestra a diferentes personas teniendo en cuenta su edad, peso y estatura. Para acceder a la página en la cual se ven los resultados se debe ingresar a la red generada por el ESP8266. Es necesario indicar que muchos de los filtros que se utilizaron fueron producto de simulaciones y pruebas realizadas para obtener gráficas cada vez más cercanas a las posiblemente obtenidas en un electrocardiograma.

En la tabla 4.1 se muestran los datos de las personas que se le tomaron los datos.

	Edad (años)	Peso (Kg)	Estatura (cm)
Sujeto 1	21	78	170
Sujeto 2	22	80	174
Sujeto 3	23	86	176

Cuadro 6.1: Tabla de datos físicos de los sujetos utilizados como muestra.

La siguiente tabla muestra la comparación de las mediciones del equipo médico versus las mediciones realizadas el prototipo diseñado.

	Oxímetro de pulso		Prototipo diseñado	
	SpO2 (%)	FP (bpm)	SpO2 (%)	FP (bpm)
Sujeto 1	97	100	97	98
Sujeto 2	99	50	95	47
Sujeto 3	96	95	97	96

Cuadro 6.2: Tabla comparativa de valores obtenidos por el oxímetro de pulso comercial versus el prototipo diseñado.

En las siguientes tablas se observan los valores de la saturación de oxígeno obtenidos y su error porcentual referente a la medición hecha con el oxímetro de pulso comercial. Se realizaron un total de 5 pruebas a cada uno de los 3 sujetos, estos fueron sus resultados:

Prueba 1	SpO2(%) Oxímetro de pulso	SpO2(%) Prototipo diseñado	Error(%)
Sujeto 1	97	97	0.00
Sujeto 2	99	95	4.04
Sujeto 3	96	97	1.04

Cuadro 6.3: Tabla de error porcentual referente a las mediciones obtenidas con el oxímetro clínico y las mediciones realizadas con el oxímetro en la prueba número 1.

Prueba 2	SpO2(%) Oxímetro de pulso	SpO2(%) Prototipo diseñado	Error(%)
Sujeto 1	97	97	0.00
Sujeto 2	99	98	1.02
Sujeto 3	95	97	2.11

Cuadro 6.4: Tabla de error porcentual referente a las mediciones obtenidas con el oxímetro clínico y las mediciones realizadas con el oxímetro en la prueba número 2.

Prueba 3	SpO2(%) Oxímetro de pulso	SpO2(%) Prototipo diseñado	Error(%)
Sujeto 1	98	98	0.00
Sujeto 2	98	98	0.00
Sujeto 3	95	97	2.11

Cuadro 6.5: Tabla de error porcentual referente a las mediciones obtenidas con el oxímetro clínico y las mediciones realizadas con el oxímetro en la prueba número 3.

Prueba 4	SpO2(%) Oxímetro de pulso	SpO2(%) Prototipo diseñado	Error(%)
Sujeto 1	98	98	0.00
Sujeto 2	98	98	0.00
Sujeto 3	98	94	4.08

Cuadro 6.6: Tabla de error porcentual referente a las mediciones obtenidas con el oxímetro clínico y las mediciones realizadas con el oxímetro en la prueba número 4.

Prueba 5	SpO2(%) Oxímetro de pulso	SpO2(%) Prototipo diseñado	Error(%)
Sujeto 1	97	97	0.00
Sujeto 2	99	95	4.04
Sujeto 3	97	96	1.03

Cuadro 6.7: Tabla de error porcentual referente a las mediciones obtenidas con el oxímetro clínico y las mediciones realizadas con el oxímetro en la prueba número 5.





Figura 6.1: Resultados de la prueba número 1 realizada al sujeto 1.



Figura 6.2: Resultados de la prueba número 1 realizada al sujeto 2.



Figura 6.3: Resultados de la prueba número 1 realizada al sujeto 3.

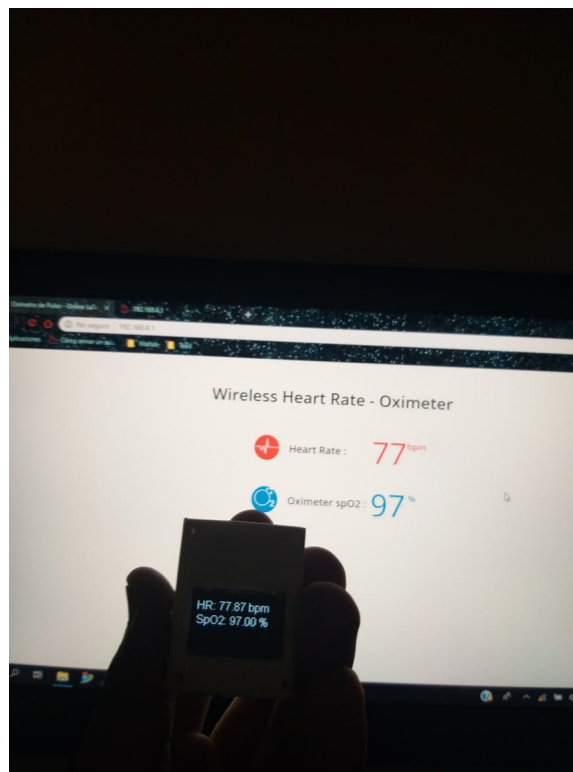


Figura 6.4: Envío de datos obtenidos por el oxímetro a la IP generada por el módulo ESP8266.

## Capítulo 7.

### Conclusiones

De acuerdo con a las pruebas realizadas en los diferentes sujetos se logró comprobar que las mediciones realizadas por el oxímetro de pulso diseñado se encuentran en el rango de funcionamiento adecuado comparado con un oxímetro de pulso comercial. Es necesario a su vez indicar que se logró calibrar correctamente el módulo infrarrojo/rojo para la detección de la hemoglobina oxigenada y desoxigenada mediante la absorción de las diferentes longitudes de onda que se presentan en la sangre, a la vez que se logró configurar el envío de la información en tiempo real a una página web. A su vez se desarrolló una página web con una interfaz simple que permite al individuo visualizar la información otorgada por el oxímetro de pulso, haciendo de este un accesorio médico de fácil interpretación. Debido a lo anterior se puede concluir que el prototipo diseñado cumple con los estándares exigidos al momento de su desarrollo.

## Bibliografía

- [1] aeal.es. “¿qué son los glóbulos rojos, hematíes o eritrocitos?”. <http://www.aeal.es/leucemia-mieloide-cronica-espana/1-la-sangre-y-la-medula-osea-normales/>, 2017.
- [2] M. G. Canales. *‘Estudio de la saturación de oxígeno a través de pulsioximetría en mujeres deportistas’*. Departamento de Medicina Física y Rehabilitación. Hidrología Médica. UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID, 2016.
- [3] cancer.gov. “glóbulo rojo”. <https://www.cancer.gov/espanol/publicaciones/diccionario/def/globulo-rojo>.
- [4] T. L. Croxton and W. C. Bailey. “*Long-term Oxygen Treatment in Chronic Obstructive Pulmonary Disease: Recommendations for Future Research*”. American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine, 2006.
- [5] G. Di and a. W. L. Xiaoying Tang. “*A Reflectance Pulse Oximeter Design Using the MSP430OF149*”. IEEE/ICME International conference on Complex Medical Engineering, 2007.

- [6] elembarazo.net. “¿en qué momento se forma el último órgano del bebé?”. <https://elembarazo.net/dudas/cuando-se-forma-el-ultimo-organo-del-feto>, 09-04-2018.
- [7] elhospital.com. “dr.takuo aoyagi, de nihon kohden, recibió medalla ieee 2015 por innovación de tecnologías en salud”. <http://www.elhospital.com/temas/DrTakuo-Aoyagi,-de-Nihon-Kohden,-recibio-Medalla-IEEE-2015-por-Innovacion-de-Tecnologias-en-Salud+106319>, 2015.
- [8] eloximetro.com.mx. “beneficios del uso de oxímetro”. <https://oximetro.com.mx/blog/noticias/beneficios-del-oximetro/>, 14-02-2014.
- [9] fundación española del corazón. “las cifras de la enfermedad cardiovascular”. <https://fundaciondelcorazon.com/blog-impulso-vital/3264-las-cifras-de-la-enfermedad-cardiovascular.html>, 28-09-2018.
- [10] C. M. Grantham Pang. “*A Neo-Reflective Wrist Pulse Oximeter*”. IEEE Access Vol. 2, 2015.
- [11] hemoglobina.top. “¿hemoglobina » función, valores recomendados y enfermedades”. <https://www.hemoglobina.top/>, 2019.

- [12] D. Kollmann, W. K. Hogan, C. Steidl, M. K. Hibbs, D. S. Hedin, and P. A. Lichter. “*VCSEL Based, Wearable, Continuously Monitoring Pulse Oximeter*”. 35th Annual International Conference of the IEEE EMBS, 2013.
- [13] Z. Lu, X. Chen, Z. Dong, Z. Zhao, and X. Zhang. “*A Prototype of Reflection Pulse Oximeter Designed for Mobile Healthcare*”. IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics Vol. 20, 2015.
- [14] G. P. López-Herranz. “*Oximetría de pulso: A la vanguardia en la monitorización no invasiva de la oxigenación*”. Revista médica del hospital general de México, 2003.
- [15] medlineplus.gov. “sangre”. <https://medlineplus.gov/spanish/blood.html>, 2018.
- [16] V. Mohsenin, E. E. Guffanti, J. Hilbert, and R. Ferranti. “*Daytime Oxygen Saturation Does Not Predict Nocturnal Oxygen Desaturation in Patients With Chronic Obstructive Pulmonary Disease*”. American Congress of Rehabilitation Medicine and the American Academy of Physical Medicine and Rehabilitation, 1994.
- [17] M. Nisbet, T. Eaton, C. Lewis, W. Fergusson, and J. Kolbe. “*Overnight prescription of oxygen in long term oxygen therapy: time to reconsider the guidelines?*”. Thorax medicine journal, 2006.

- [18] G. Pérez. “saturación de oxígeno en sangre”. [https://www.gasometria.com/saturacion\\_de\\_oxigeno\\_en\\_sangre](https://www.gasometria.com/saturacion_de_oxigeno_en_sangre), 2015.
- [19] N. Sandoval. “*Cardiopatías congénitas en Colombia y en el mundo*”. Revista Colombiana de Cariología. Vol 22. No 1, 2015.
- [20] M. Tavakoli, L. Turicchia, and R. Sarpeshkar. “*An Ultra-Low-Power Pulse Oximeter Implemented With an Energy-Efficient Transimpedance Amplifier*”. IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems. Vol 4. No 1, 2010.

## Anexos

### Códigos utilizados:

*Filtración de la señal DC con pasa alto*

```
struct fifo_t {
uint16_t rawIR;
//Lee los valores enteros que recibimos del infrarrojo
uint16_t rawRed;
//Lee los valores enteros que recibimos del led rojo.
};

};
dcFilter_t MAX30100::dcRemoval(float x, float prev_w, float alpha)
{
dcFilter_t filtered;
//Fórmula para eliminar la señal DC.
filtered.w = x + alpha * prev_w;
filtered.result = filtered.w - prev_w;

return filtered;
//Retorna el valor de filtrado sin la DC.
}
```

*Filtración de señal AC con pasa bajo*

```
struct meanDiffFilter_t
{
float values[MEAN_FILTER_SIZE];
//Declara las variables a utilizar.
byte index;
float sum;
byte count;
};

float MAX30100::meanDiff(float M, meanDiffFilter_t* filterValues)
```



```

//Aquí se crea una función para
//encontrar nuestro cambio promedio
//entre los picos de la señal
//obtenida anteriormente.
{
float avg = 0;

filterValues->sum -= filterValues->values[filterValues->index];
//Se usa el componente de sustracción sum=sum-values.
filterValues->values[filterValues->index] = M;
//La variable values toma su nuevo valor
//y se vuelve M.
filterValues->sum += filterValues->values[filterValues->index];

filterValues->index++;
filterValues->index = filterValues->index MEAN_FILTER_SIZE;

if(filterValues->count < MEAN_FILTER_SIZE)
filterValues->count++;
//Incrementa los valores del arreglo

avg = filterValues->sum / filterValues->count;
//La suma de todos los valores picos se dividirán
//en el total de valores obtenidos en un intervalo.
return avg { M;
//El valor que se retornará será el promedio
//menos la media obtenida.

```

*Activación de WEBSERVER para envío de información a una página web*

```

const char* ssid = \'Oximeter\_SoftAP\';
//Ingresa el nombre de la red o SSID.

const char* password = \'test1234\';
//Ingresa la contraseña.

server.begin();
//se inicializa el servidor.
WiFi.mode(WIFI\_AP);
WiFi.softAP(ssid, password);
//Red con clave, en el canal 1 y visible.

```

```

Serial.println();
Serial.print('Direccion IP Access Point - por defecto:');
//Imprime la dirección IP.
Serial.println(WiFi.softAPIP());
Serial.print('Direccion MAC Access Point: ');
//Imprime la dirección MAC.
Serial.println(WiFi.softAPmacAddress());

server.on('/', handle\_OnConnect);
server.onNotFound(handle\_NotFound);

server.begin();\
Serial.println('HTTP server started');

```

*Lectura de datos del oxímetro*

```

pox.update();
//Se descarga de forma asincrona el ritmo cardiaco
//y los niveles de oxidación.
//Para ambos, un valor 0 es 'invalido'.
if (millis() - tsLastReport > REPORTING\_PERIOD\_MS) {
float bpm = pox.getHeartRate();
float spO2 = pox.getSpO2();
tsLastReport = millis();
//Si los valores son válidos y se han detectado latidos
//se muestran en Firebase.
if (heartBeatDetected && bpm != 0) {\
display.clear();
//Se limpia la pantalla OLED.
display.drawString(0, 0, "HR: " + String(bpm) + " bpm");
display.drawString(0, 20, "SpO2: " + String(spO2) + " \%");
display.drawString(0, 40, "Temp: " + String(temp) + " C");
display.display();
Serial.println(String(bpm) + "|" + String(spO2) + "|" /);
}\else{\
display.clear();
display.display();}

```

## **Manual de uso rápido**

1. Verificar el estado de la batería: El dispositivo cuenta en el costado derecho con un led que indica cuando la batería está cargada o descargada. El color verde indica que la batería está al 100 % y el color rojo indica que necesita carga.
2. Posicionar el dispositivo con la pantalla de forma superior en cualquiera de los dedos de cualquier mano y ajustar la manilla.
3. Encender el dispositivo activando el interruptor que se encuentra en el costado derecho.
4. Esperar unos segundos hasta que el dispositivo encienda, inicialice y realice la medición.

## **Manual para visualización en una página Web**

1. Encender el oxímetro.
2. Habilitar la conexión WiFi desde el dispositivo del cual se desea visualizar la información.
3. Buscar el punto de acceso del oxímetro, cuyo nombre de red corresponde a: Oximeter\_softAP y se introduce la contraseña: TEST1234.



Figura 7.1: Botón de encendido y apagado y visualización de LED de carga

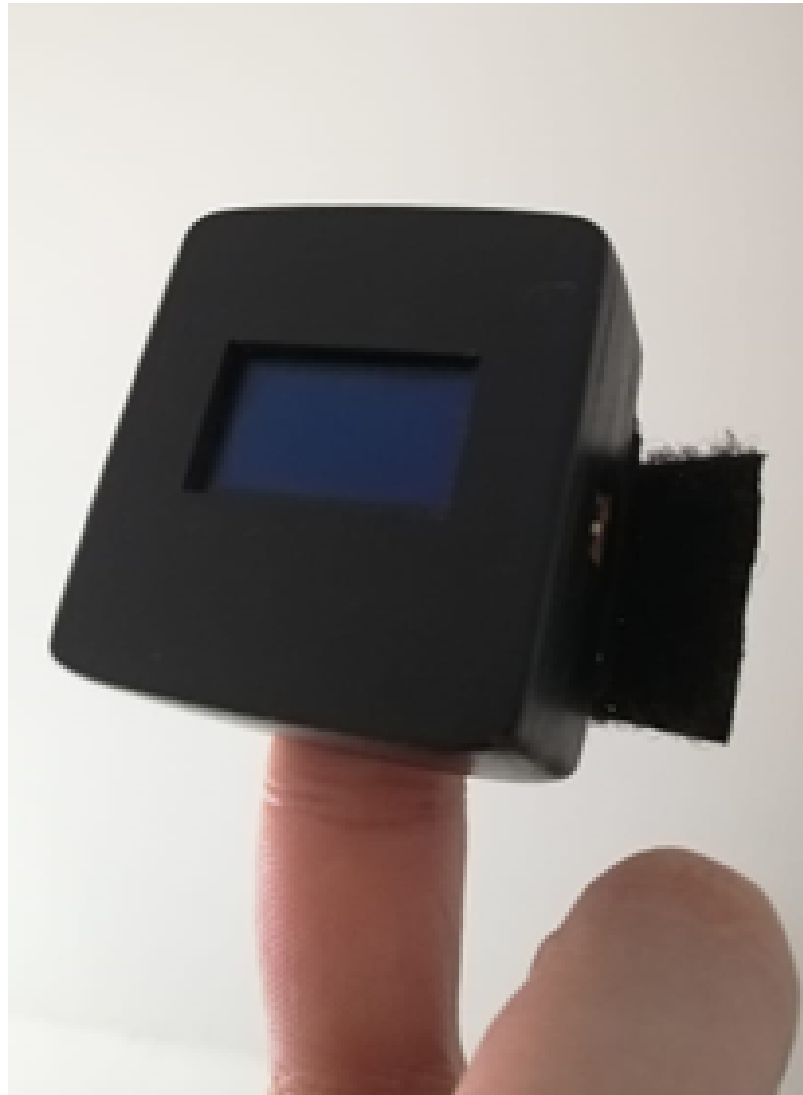


Figura 7.2: Forma en como se debe ubicar el oxímetro en uno de los dedos.



Figura 7.3: Visualización de datos en el oxímetro.

# Wireless Heart Rate - Oximeter

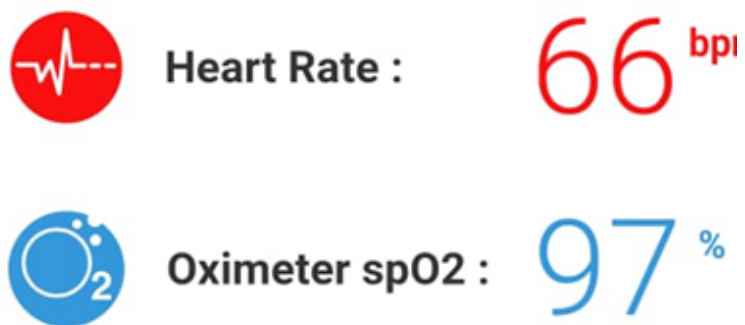


Figura 7.4: Visualización de datos en página web.