



**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO**  
PROGRAMA DE MAESTRÍA Y DOCTORADO EN INGENIERÍA  
ELÉCTRICA – TELECOMUNICACIONES

DESARROLLO E IMPLEMENTACION DE UN DISPOSITIVO DETECTOR DE  
HIPOXIA CON SISTEMA DE ALERTA INALAMBRICO

TESIS  
QUE PARA OPTAR POR EL GRADO DE:  
MAESTRO EN INGENIERÍA

PRESENTA:  
TEO CORTÉS CHÁVES

TUTORA  
DRA. FATIMA MOUNTADI  
FACULTAD DE INGENIERIA

Ciudad de México, Enero, 2019



Universidad Nacional  
Autónoma de México



**UNAM – Dirección General de Bibliotecas**  
**Tesis Digitales**  
**Restricciones de uso**

**DERECHOS RESERVADOS ©**  
**PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL**

Todo el material contenido en esta tesis esta protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.

## JURADO ASIGNADO

---

Presidente	Dr. Landeros Ayala Salvador
Secretario	Dr. Ceballos Herrera Daniel Enrique
1er. Vocal	Dra. Moumtadi Fatima
2do. Vocal	Dr. Martynyuk Oleksandr
3er. Vocal	Dr. Matías Maruri José María

México D.F. enero 2019

**Tutor de tesis:**

Dra. Fatima Moumtadi

---

**Firma**

## **TABLA DE CONTENIDO**

---

Índice de figuras	iv
Lista de abreviaturas	vi
<b>Introducción</b>	<b>1</b>
Resumen	2
Objetivo	3
Justificación	4
Metodología	6
<b>Capítulo 1. Sistema Cardiorespiratorio</b>	<b>7</b>
1.1 Sistema respiratorio	8
1.2 Pulmones	9
1.3 Alveolos	10
1.4 Oxígeno	11
1.5 Sistema sanguíneo	11
1.6 Hemoglobona	13
1.7 Saturacion de oxígeno en la sangre	14
1.8 Hipoxia	16
1.9 Enfermedades respiratorias	17
<b>Capítulo 2. Estad del arte oximetría</b>	<b>18</b>
2.1 Principios de la oximetría	19
2.2 Ley de Beer-Lambert	21
2.2.1 Ley de Beer	21

2.2.2 Ley de Lambert	22
2.2.3 Ley combinada de Beer-Lambert	22
2.2.4 Transmitancia óptica	23
2.2.5 Abasorbancia de la lux	23
2.3 Saturación de la hemoglobina oxigenada	24
2.3.1 Saturación de la hemoglobina oxigenada	25
2.4 Pulsación de la sangre arterial	25
2.5 Saturación de oxígeno por pulsioximetría	26
2.6 Oximetría por transmitancia	27
2.7 Oximetría por reflectancia	28
<b>Capítulo 3. Diseño del dispositivo de hipoxia</b>	<b>30</b>
3.1 Diseño del detector de hipoxia	31
3.1.1 Sensor de oximetría	31
3.1.2 Selección de microcontrolador	37
3.1.3 Interfaz I2C	40
3.1.4 Display oled 128x32 con interfaz I2C	42
3.1.5 Funcionamiento del MAX30102	43
3.1.6 Software del oxímetro de pulso	45
3.1.7 Detección de hipoxia	48
3.1.8 Diseño del circuito detector de hipoxia	50
3.2 Sistema de comunicación inalámbrico	52
3.2.1 Análisis para el sistema de comunicación inalámbrico	52
3.2.2 Modulación por desplazamiento de frecuencia gaussiana	56
3.2.3 Diseño del sistema de comunicación inalámbrico	57
3.2.4 Operación del módulo transceptor NRF24L01	58

3.2.5 Algoritmo para la emisión de alerta	61
3.2.6 Software para el sistema de comunicación inalámbrica	62
3.2.7 Diseño del circuito de comunicación inalámbrica	63
<b>Capítulo 4. Implementación y resultados</b>	<b>65</b>
4.1 Fabricación del detector de hipoxia	66
4.2 Calibración del detector de hipoxia	67
4.3 Etapa de pruebas	69
4.4 Resultados para el detector de hipoxia	70
4.5 Fabricación del sistema de comunicación inalámbrica	71
4.6 Integración de sistemas	72
4.7 Pruebas con el prototipo final	73
4.8 Análisis de resultados de prototipo final	75
<b>Conclusiones</b>	<b>77</b>
<b>Referencias</b>	<b>78</b>
<b>Anexos</b>	<b>81</b>

## Índice de Figuras

---

<i>Figura 1</i>	<i>Diagrama a Bloques</i>	6
<i>Figura 1.1</i>	<i>Sistema Respiratorio</i>	8
<i>Figura 1.2</i>	<i>Pulmones humanos</i>	9
<i>Figura 1.3</i>	<i>Alveolos Pulmonares</i>	10
<i>Figura 1.4</i>	<i>Oxigeno O2</i>	11
<i>Figura 1.5</i>	<i>Sistema Sanguíneo</i>	12
<i>Figura 1.6</i>	<i>Hemoglobina</i>	13
<i>Figura 1.7</i>	<i>Saturación de Hb frente a SaPO<sub>2</sub></i>	15
<i>Figura 2.1</i>	<i>Absorbancia de la hemoglobina</i>	20
<i>Figura 2.2</i>	<i>Absorbancia de la Luz</i>	24
<i>Figura 2.3</i>	<i>Pulsación de la sangre</i>	26
<i>Figura 2.4</i>	<i>Oximetría por transmitancia y reflectancia</i>	29
<i>Figura 3.1</i>	<i>ICSG007</i>	32
<i>Figura 3.2</i>	<i>KY-039</i>	32
<i>Figura 3.3</i>	<i>Max30100</i>	33
<i>Figura 3.4</i>	<i>Max30105</i>	34
<i>Figura 3.5</i>	<i>Max30102</i>	35
<i>Figura 3.6</i>	<i>PIC16F877</i>	38
<i>Figura 3.7</i>	<i>ATMEGA328</i>	38
<i>Figura 3.8</i>	<i>Interfaz I2C</i>	40
<i>Figura 3.9</i>	<i>30102 Protocolo I2C</i>	42
<i>Figura 3.10</i>	<i>Display oled 128x32</i>	43
<i>Figura 3.11</i>	<i>LED y fotodiodo en Max30102</i>	43
<i>Figura 3.12</i>	<i>Diagrama a bloques Max</i>	44
<i>Figura 3.13</i>	<i>Grafica de intensidad de luz infraroja</i>	47
<i>Figura 3.14</i>	<i>Grafica de estimación de la SPO<sub>2</sub></i>	48
<i>Figura 3.15</i>	<i>Diagrama a bloques del dispositivo</i>	49
<i>Figura 3.16</i>	<i>Diagrama a bloques del programa</i>	50
<i>Figura 3.17</i>	<i>Diagrama de circuito detector de hipoxia</i>	51
<i>Figura 3.18</i>	<i>Transceptor NRF24L01</i>	55
<i>Figura 3.19</i>	<i>Modulación por desplazamiento de frecuencia gaussiana</i>	56

<i>Figura 3.20</i>	<i>Ejemplo de recepción de datos por múltiples canales</i>	61
<i>Figura 3.21</i>	<i>Diagrama del circuito de comunicación</i>	62
<i>Figura 3.22</i>	<i>Diagrama de flujo del sistema de comunicación</i>	64
<i>Figura 4.1</i>	<i>Circuito en protoboard</i>	66
<i>Figura 4.2</i>	<i>Circuito impreso detector de hipoxia</i>	67
<i>Figura 4.3</i>	<i>Dispositivo soldado en tabla fenólica</i>	67
<i>Figura 4.4</i>	<i>Analizador de pulsioximetría METRON DAEG</i>	68
<i>Figura 4.5</i>	<i>Simulación a 99% SPO<sub>2</sub></i>	70
<i>Figura 4.6</i>	<i>Simulación a 86% SPO<sub>2</sub></i>	70
<i>Figura 4.7</i>	<i>Circuito impreso del sistema de comunicación</i>	71
<i>Figura 4.8</i>	<i>Prototipo del dispositivo propuesto</i>	72
<i>Figura 7.9</i>	<i>Distancias entre dispositivos</i>	74

## Lista de abreviaturas

---

<b>ACK:</b>	Acknowledgement
<b>ADC:</b>	Analog to digital converter
<b>AM:</b>	Amplitud modulada
<b>CO<sub>2</sub>:</b>	Dióxido de carbono
<b>EPOC:</b>	Enfermedad pulmonar obstructiva crónica
<b>Hb:</b>	Desoxihemoglobina
<b>FIFO:</b>	First in first out
<b>FM:</b>	Frecuencia modulada
<b>HbO<sub>2</sub>:</b>	Oxihemoglobina
<b>I<sup>2</sup>C:</b>	Inter integrated circuits
<b>IoT:</b>	Internet of things
<b>IP:</b>	Internet protocol
<b>ISM:</b>	Industrial scientific and medical
<b>LED:</b>	Light emisor diode
<b>mA:</b>	Mili amperes
<b>mmHG:</b>	Milímetros de mercurio
<b>O<sub>2</sub>:</b>	Oxígeno
<b>PO<sub>2</sub>:</b>	Presión parcial del oxígeno
<b>SaO<sub>2</sub>:</b>	Saturación de oxígeno en la sangre
<b>RF:</b>	Radiofrecuencia
<b>SCL:</b>	System clock
<b>SDRA:</b>	Síndrome de distrés respiratorio agudo

<b>SDA:</b>	System data
<b>SPI:</b>	Serial Peripheral Interface
<b>SPO<sub>2</sub>:</b>	Saturación de oxígeno por pulsioximetría
<b>TCP:</b>	Transmission control protocol
<b>V:</b>	Volts

---

# Introducción

---

## Resumen

---

En el presente trabajo se propone el diseño e implementación de un dispositivo portátil, capaz de detectar los niveles de oxígeno en la sangre arterial de forma continua, para así realizar el cálculo de la saturación de oxígeno en la sangre ( $SaO_2$ ), basándose en el valor de saturación de oxígeno por pulsioximetría ( $SPO_2$ ).

Con el cálculo de  $SPO_2$  el dispositivo podrá alertar de una posible hipoxia en los seres humanos, enviando un mensaje de manera inalámbrica a dispositivos similares, con el objetivo de prevenir los daños irreversibles provocados debido a la pérdida de oxígeno en la sangre.

Para obtener la  $SPO_2$  el dispositivo se basa en los principios y técnicas utilizadas en la oximetría de pulso mediante la técnica de reflexión, así como la instrumentación médica basada en optoelectrónica, la cual permite detectar una variable, convirtiéndola de una señal óptica a una señal eléctrica, posteriormente la señal eléctrica es convertida a una señal que fácilmente pueda ser interpretada por un usuario.

El dispositivo comprende un sistema de comunicación inalámbrica para el envío de alertas, este sistema puede comunicarse hasta con cinco dispositivos similares, con la finalidad de ser utilizado por grupos de hasta seis personas, principalmente, que realicen trabajos en lugares con condiciones de bajo oxígeno.

## **Objetivo**

---

### **General**

Diseñar e implementar un dispositivo capaz de medir los niveles de oxígeno en la sangre, con ello calcular la saturación de oxígeno, para así poder detectar la disminución de dicho parámetro, con el objetivo de enviar una alerta de forma inalámbrica a un dispositivo similar, previniendo los daños causados por un posible cuadro de hipoxia.

### **Específicos**

- Investigar sobre el funcionamiento del Sistema Respiratorio.
- Investigar los principios y fundamentos de la oximetría.
- Investigar sobre sistemas de comunicación inalámbrica de bajo consumo.
- Seleccionar sensor para oximetría
- Elaborar algoritmo para la adquisición y procesamiento de datos para el cálculo de  $SPO_2$ .
- Diseñar el sistema de comunicación para el envío y recepción de alertas de forma inalámbrica.
- Implementar el dispositivo para la realización de pruebas.
- Analizar los resultados y documentar el proyecto.

## Justificación

---

Los signos vitales para la evaluación del estado fisiológico de una persona son:

- Presión Arterial
- Temperatura
- Frecuencia Respiratoria
- Frecuencia Cardíaca

En la actualidad, además de los anteriores 4 signos vitales, muchos médicos toman como el quinto signo vital la Saturación de Oxígeno ( $SaO_2$ ) [1].

La  $SaO_2$ , indica la cantidad de oxígeno que se combina con la hemoglobina para formar la oxihemoglobina, mediante la cual se transporta el oxígeno en la sangre hacia los tejidos. Evaluar la oxigenación arterial es de suma importancia para ciertas personas, con el fin de poder detectar problemas respiratorios y así prevenir una posible hipoxia la que podría derivar en algún daño irreversible [12].

Este dispositivo está pensado para ser utilizado por personas que trabajan o realizan actividades en lugares de gran altitud, principalmente alpinista, los cuales normalmente realizan sus expediciones en grupos de entre 3 y 5 personas. Debido a que el dispositivo puede comunicarse con 5 dispositivos similares, será posible formar una red de 6 dispositivos los cuales estarán recibiendo alertas de una posible hipoxia de alguno de los usuarios y de esta forma prevenir los daños causados por la falta de oxígeno en el organismo, ya que a ciertas altitudes una disminución del oxígeno podría presentarse de forma súbita, lo que causaría pérdida del conociendo de forma inmediata.

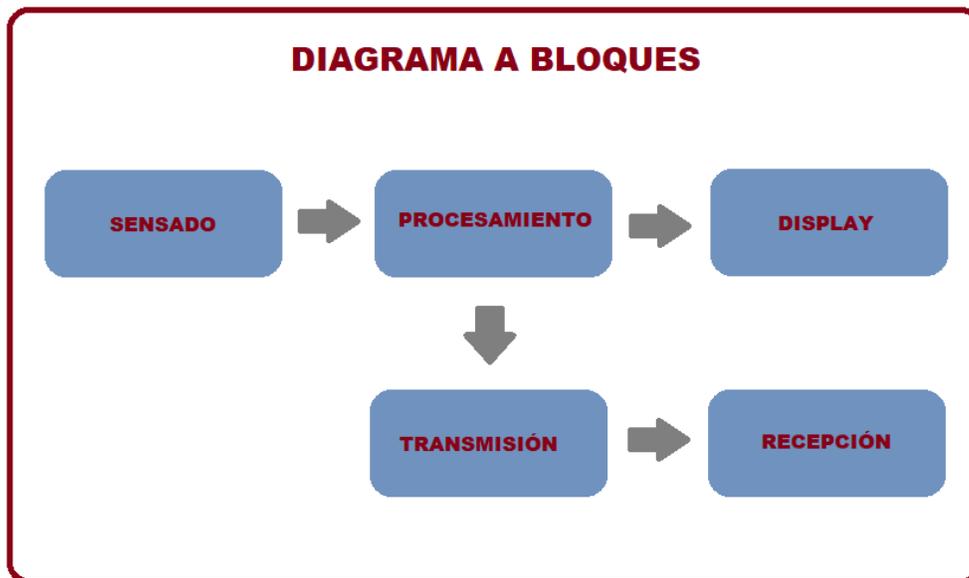
El dispositivo podría ser utilizado en personas que trabajan o llegan a vivir a lugares por encima de los 2500 metros sobre el nivel del mar, puesto que muchas poblaciones en el mundo se encuentran por encima de esta altitud, aproximadamente 140 millones personas la habitan [12]. Personas que provienen de menores altitudes en ocasiones tardan varios meses en adaptarse y durante ese proceso de adaptación, sufren hipoxia provocados, dolores de cabeza, mareos y desmayos [30].

Actualmente la  $SaO_2$  se ha convertido en un parámetro muy importante e inclusive es considerada por muchos médicos como el quinto signo vital, por lo que un monitoreo constante ayudaría a tener un mejor control para evitar muertes por hipoxia.

## Metodología

---

La operación del dispositivo comenzara con el sensor de oximetría, el cual obtendrá información de las variables a interpretar, esta información será enviada a la unidad de procesamiento en donde se calculara la  $SPO_2$ , los resultados serán mostrados en un display y en el caso de que la  $SPO_2$  se encuentre por debajo de los parámetros médicos recomendados, la unidad de procesamiento, activara una salida y a traves de un transmisor inalámbrico se enviara una señal la cual será recibida como una alerta en el receptor figura 1.



*Figura 1. Diagrama a bloques del dispositivo.*

---

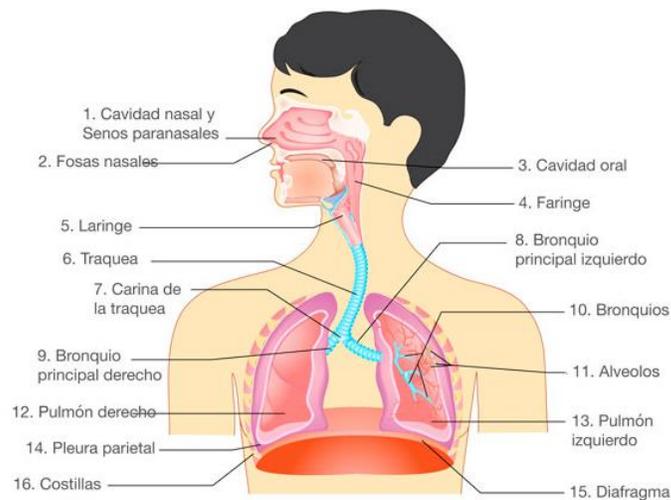
# **Capítulo 1**

## **Sistema cardiorrespiratorio**

---

## 1.1 Sistema respiratorio

El sistema respiratorio es un conjunto de órganos que poseen los seres vivos con la finalidad de intercambiar gases con el medio ambiente. El órgano principal del sistema respiratorio humano es el pulmón, en él se encuentran los alveolos pulmonares, que producen mediante difusión pasiva, el proceso de intercambio gaseoso. Gracias a este proceso la sangre capta el oxígeno ( $O_2$ ) que se encuentra en la atmosfera y elimina el dióxido de carbono ( $CO_2$ ) como producto de desecho del metabolismo [12].



*Figura 1.1 Sistema Respiratorio [30].*

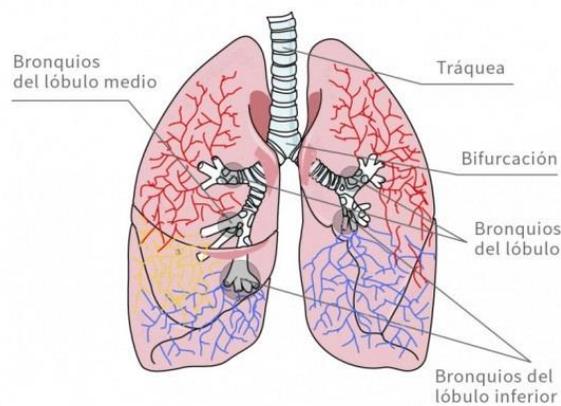
El sistema respiratorio del ser humano está constituido por las fosas nasales, boca, faringe, laringe, tráquea y pulmones [31].

Los músculos respiratorios son, el diafragma y los músculos intercostales. En la inspiración el diafragma se contrae y baja por que la cavidad torácica se amplía y el aire entra en los pulmones. En la respiración, el diafragma se relaja y sube, la cavidad torácica disminuye de tamaño originando la salida del aire de los pulmones hacia el exterior [31].

Además del intercambio de gases, el aparato respiratorio juega un importante papel en mantener el equilibrio entre ácidos y bases en el cuerpo, a través de la eficiente eliminación de dióxido de carbono en la sangre. Los pulmones constan de bronquios, bronquiolos y alveolos pulmonares [31].

## 1.2 Pulmones

Los pulmones humanos, son órganos que pertenecen al sistema respiratorio, se ubican en la caja torácica. Debido al espacio ocupado por el corazón, el pulmón izquierdo es más pequeño que el pulmón derecho. Poseen tres caras; mediastínica, costal y diafragmática, los rodean las arterias bronquiales y las arterias pulmonares, las cuales les llevan sangre para su oxigenación [32].



*Figura 1.2 Pulmones humanos [32].*

Los pulmones son los órganos en los cuales la sangre recibe el oxígeno procedente del aire y a su vez la sangre se desprende del dióxido de carbono que pasa al aire. La función de los pulmones es realizar el

intercambio gaseoso con la sangre, por medio de los alvéolos, los cuales están en estrecho contacto con capilares sanguíneos [12].

### 1.3 Alveolos

Los alvéolos pulmonares son divertículos terminales del árbol bronquial, en los que se realiza el intercambio gaseoso entre el aire aspirado y la sangre [12].

Cada pulmón adulto tiene unos 350 millones de alvéolos, dando un total de 700 millones de alvéolos sumando los dos pulmones. Si se estirarían ocuparían un área aproximada de 75 metros cuadrados [33].

En los alvéolos se produce el paso de oxígeno desde el aire a la sangre y el paso de dióxido de carbono desde la sangre al aire. Este paso se produce por la diferencia de presiones parciales de oxígeno y dióxido de carbono entre la sangre y los alvéolos, a este proceso se le conoce como difusión simple [33].

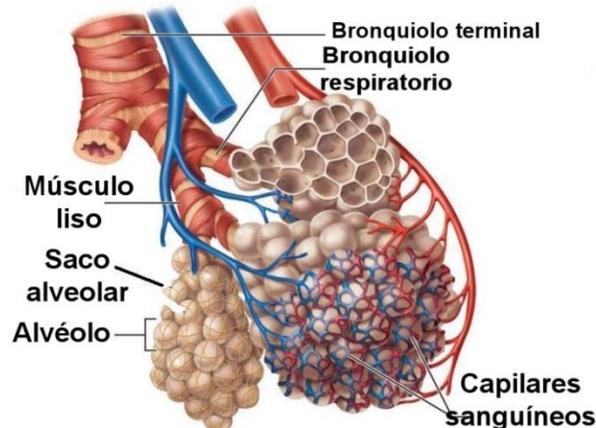


Figura 1.3 Alveolos pulmonares [33].

## 1.4 Oxígeno

El oxígeno es un elemento químico con, su símbolo es O, su número atómico 8, se puede encontrar en su estado gaseoso más frecuente como  $O_2$  y constituye el 21% de los gases que podemos entrar en el aire. Es un gas inodoro, incoloro e insípido, es de suma importancia para la respiración en los seres humanos, así como indispensable para producir la energía necesaria en el metabolismo [34].

Tener mucho o poco  $O_2$  en los órganos, puede ocasionar severas enfermedades o inclusive la muerte, por lo que es de muy importante mantener una cantidad adecuada de  $O_2$  en la sangre [12].

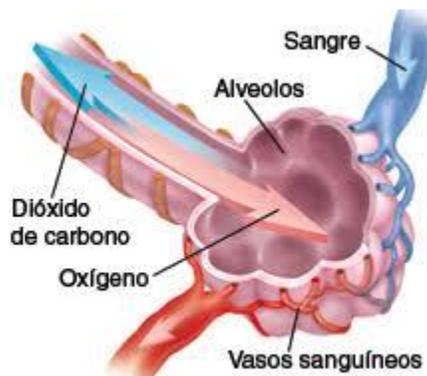


Figura 1.4 Oxígeno [34]

## 1.5 Sistema sanguíneo

La sangre es un líquido de color rojo en los seres humanos, que impulsada por el corazón circula a través vasos sanguíneos, su principal función es trasportar oxígeno [35].

La sangre está compuesta por plasma en ella que se encuentran células tales como; eritrocitos (glóbulos rojos), leucocitos (glóbulos blancos), trombocitos (plaquetas) [35].

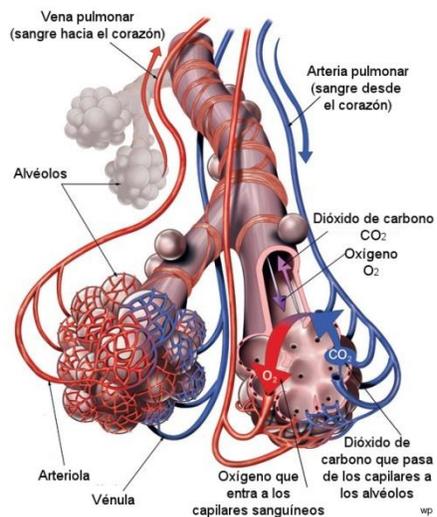


Figura 1.5 Sistema sanguíneo [35]

Casi el 45% del volumen sanguíneo está compuesto por:

96% Glóbulos rojos

3% Glóbulos blancos

1% Plaquetas

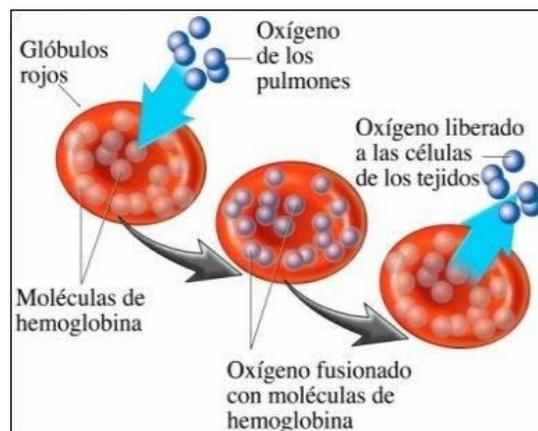
El otro 55% es plasma sanguíneo, tiene una coloración amarilla y está compuesto por agua, glucosa, proteínas, sales, minerales y algunos lípidos como el colesterol [12].

Una de las principales funciones de la sangre es suministrar constantemente oxígeno a los tejidos y órganos del cuerpo, para ello se sigue una serie de pasos descritos a continuación:

1. Transferencia de oxígeno de los pulmones al plasma sanguíneo.
2. Almacenamiento de oxígeno en la hemoglobina
3. Transporte de oxígeno a través de la circulación.
4. Liberación de oxígeno desde la sangre a los tejidos que lo requieren

## 1.6 Hemoglobina

La hemoglobina es una proteína en la sangre, que contiene hierro además de otorgarle la coloración rojiza. Se encuentra en los glóbulos rojos, es la encargada del transporte de oxígeno por la sangre, desde los pulmones a los tejidos. Está constituida por cuatro átomos de hierro y cuatro cadenas de polipéptidos [36].



*Figura 1.6 Hemoglobina [36]*

Cada átomo de hierro reacciona con una molécula de  $O_2$ . Un gramo de hemoglobina transporta aproximadamente 1.34mL de  $O_2$ . Si todos los átomos de hierro se enlazan con las moléculas de  $O_2$ , la hemoglobina se encontraría totalmente saturada (100%). La gran afinidad del hierro por el  $O_2$  origina una saturación muy cercana al total en la sangre arteria [12].

## 1.7 Saturación de Oxígeno en la Sangre

La SaO<sub>2</sub> es la cantidad de oxígeno disponible en el flujo sanguíneo. Cuando la sangre es bombeada desde el corazón al cuerpo, primeramente, 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 [1].

El porcentaje de eritrocitos que están completamente saturados con oxígeno se conoce como saturación arterial de oxígeno o nivel de oxígeno en sangre [2].

La saturación de oxígeno en la sangre saludable y normal es de entre 95% y 100%, pero algunos pacientes que padecen enfermedades pulmonares frecuentemente tienen un porcentaje más bajo de lo normal, esto a menos que utilicen oxígeno suplementario [30].

Para determinar la saturación de oxígeno se utiliza un dispositivo llamado oxímetro de pulso. Se trata de un pequeño dispositivo que puede ser colocado en el lóbulo de la oreja o la punta de un dedo. Este dispositivo lanza dos rayos de luz, uno rojo y otro infrarrojo, a través de la piel, los haces de luz permiten al pulsioxímetro leer pequeños cambios en el color de la sangre del usuario, los cuales son causados por el pulso, lo que a su vez proporciona una estimación inmediata de la saturación de oxígeno en la sangre [4].

Para una lectura más precisa de la saturación de oxígeno arterial, se puede realizar una gasometría. Esta prueba es más dolorosa que otros análisis de sangre, ya que se extrae de una arteria y no de una vena, pero la prueba es rápida y generalmente el dolor es tolerable, con un riesgo mínimo para el paciente. Los resultados de una gasometría pueden estar disponibles en cuestión de minutos [1].

En una persona en condiciones normales, su sangre contiene cuatro especies de hemoglobina: oxihemoglobina, desoxihemoglobina, carboxihemoglobina, y metahemoglobina. Las últimas dos especies se encuentran en mínimas concentraciones, excepto en condiciones patológicas [2].

La cantidad de  $O_2$  a una presión atmosférica normal es solamente el 3% del total del  $O_2$  transportado por la sangre y la mayor cantidad de oxígeno se une a la Hb. Existen tres factores que pueden afectar el total de  $O_2$  liberado a las células: perfusión tisular, cantidad de hemoglobina y saturación de  $O_2$  con hemoglobina [2,5]. Si todas las moléculas de Hb se enlazan con las moléculas de  $O_2$ , la Hb se encontraría totalmente saturada (100%). La gran afinidad de la Hb por el  $O_2$  origina una saturación muy cercana al total en la sangre arterial en personas sanas, usualmente es del 97% [1].

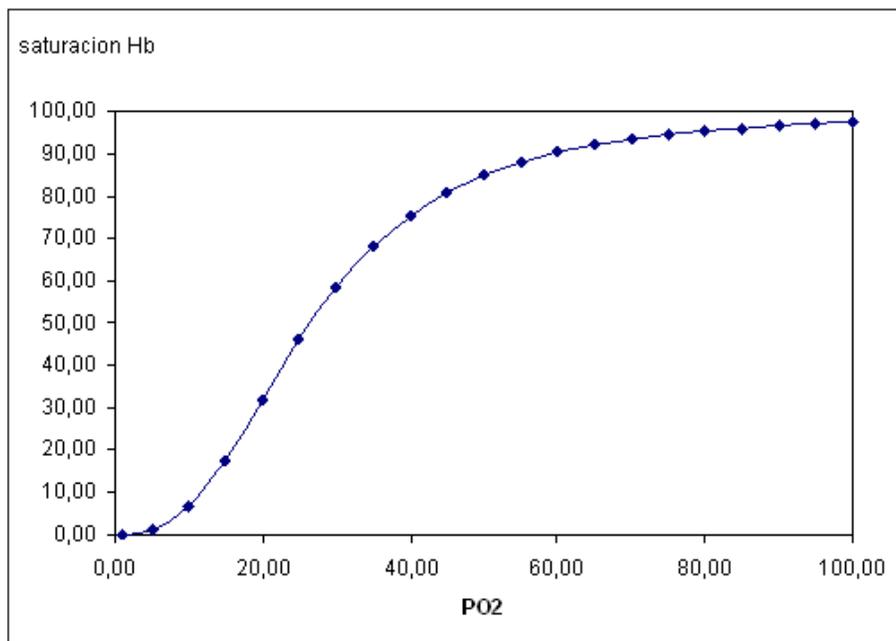


Figura 1.7 Saturación de Hb frente a  $SaO_2$  [12]

El oxímetro de pulso aporta una estimación no invasiva de la saturación de Hb variable, ella esta directamente relacionada al contenido de O<sub>2</sub> de la sangre arterial. La relación entre la cantidad de O<sub>2</sub> disuelto en la sangre y el que se une a la Hb constituye la curva de disociación de HbO<sub>2</sub>[12].

La presión parcial de oxígeno (pO<sub>2</sub>) influye en la saturación de la Hb. Conforme aumenta la presión parcial, la gráfica se desarrolla de manera casi horizontal. Al llegar a una pO<sub>2</sub> de 20mmHg, se calcula que el O<sub>2</sub> ha ocupado la cuarta parte del total de la hemoglobina figura 1.7 [2,12].

La lectura del oxímetro de pulso en 95% se considera normal. Una lectura de 85% se considera como hipoxia. El valor normal es mayor a 95% para adultos sin patología pulmonar [30].

## **1.8 Hipoxia**

La hipoxia es un nivel de O<sub>2</sub> en sangre inferior al normal, específicamente en las arterias. Presentar un cuadro de hipoxia es signo de un problema relacionado con la respiración o la circulación, y puede provocar diversos síntomas, tales como dificultad para respirar [10].

Las personas con niveles de O<sub>2</sub> en sangre por debajo del 90% (saturación de oxígeno baja) se considera que tienen hipoxia, y un nivel de O<sub>2</sub> en la sangre por debajo del 80% se conoce como hipoxia severa. La dificultad para respirar es el síntoma principal de la hipoxia. Existen varias razones para originar esta enfermedad, en ella se cita; la enfermedad cardíaca congénita, un bajo gasto cardíaco y la enfermedad pulmonar intersticial [30].

Otras enfermedades pulmonares que podrían causar hipoxia son fibrosis pulmonar, enfisema, enfermedad pulmonar obstructiva crónica, síndrome de

distrés respiratorio agudo, anemia, obstrucción de las vías respiratorias, colapso pulmonar, acumulación de líquido en los pulmones, y apnea del sueño. Los pacientes con hipoxia pueden recibir oxígeno para aumentar la saturación de oxígeno en la sangre, por lo general, se les recomienda no fumar, evitar los contaminantes del aire, como el humo y hacer ejercicio con regularidad si es posible. Las enfermedades pulmonares o cardíacas crónicas, tiene que ser tratadas bajo el asesoramiento de un especialista con el fin de mantener una salud óptima [30]

## **1.9 Enfermedades Cardiorrespiratorias**

Las enfermedades cardiorrespiratorias, se presentan tanto en el sistema respiratorio como en el corazón [1].

Dentro de las enfermedades que pueden causar hipoxia o que son a causa de la hipoxia se encuentran:

- Insuficiencia cardíaca severa
- Cardiopatía isquémica
- Enfermedad pulmonar obstructiva crónica
- Endocarditis valvular
- Mal de alturas
- Edema agudo de pulmón
- Enfisema pulmonar
- Bronquitis
- Neumonía
- Derrame pleural

---

# **Capítulo 2**

## **Estado del arte oximetría**

---

## 2.1 Principios de la oximetría

La oximetría de pulso o pulsioximetría es la medición no invasiva del porcentaje de  $O_2$  transportado por la Hb en la sangre. A través de un monitoreo continuo, la oximetría de pulso puede indicar de forma rápida, el incremento o descenso en la  $SaO_2$  de una persona, antes de que algún cambio fisiológico ocurra [2].

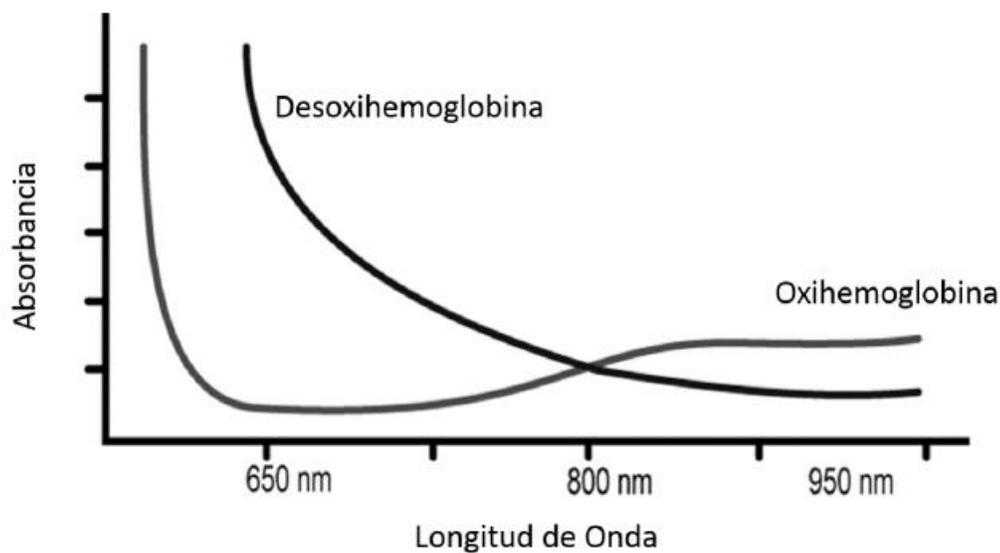
La oximetría es básicamente la interpretación de la coloración sanguínea, la cual depende de la  $SaO_2$ . El oxímetro de pulso mide la absorción de luz en longitudes de onda específicas, las que dependen de la proporción existente entre la hemoglobina oxigenada u oxihemoglobina ( $HbO_2$ ) y la hemoglobina desoxigenada o desoxihemoglobina (Hb) [8].

De manera general, las técnicas aplicadas en la oximetría se pueden dividir en:

- 1) Espectrofotometría para el análisis de la hemoglobina in vitro.
- 2) Oximetría de pulso para medición no invasiva de la saturación de la hemoglobina.
- 3) Oximetría fibra óptica para medición invasiva de la saturación de la oxihemoglobina in vivo.

Todas las técnicas de oximetría se basan en el análisis espectrofotométricos que miden las porciones de luz transmitidas y absorbidas por la Hb [5].

La sangre se compone por dos principales absorbentes de luz, la  $HbO_2$  y Hb. El oxímetro de pulso, usa una medición diferencial de la absorción espectrométrica, basada en la absorción de diferentes longitudes de ondas de luz por las curvas de  $HbO_2$  y de Hb, figura 2.1 [5].



*Figura 2.1 Absorbancia de la hemoglobina*

Para la medición de absorción se utilizan dos longitudes de onda generadas por un diodo (LED), las cuales son detectadas por un fotodetector que realiza la medición. Un LED emite una longitud de onda de cercana a los 660nm (rojo), la cual es absorbida principalmente por la Hb, mientras que un segundo LED emite una longitud de onda cercana a 920nm (infrarrojo) y es absorbida por la HbO<sub>2</sub>. [5].

El fotodetector es sincronizado para hacer de manera simultánea la lectura de la transmisión de luz roja e infrarroja y convertir la señal de luminosa en una señal eléctrica [8].

Cuando la Luz irradia sobre la piel, generalmente ocurren tres cosas: parte de la luz puede transmitirse a través del del cuerpo, alguna puede reflejarse y otras pueden ser absorbidas por el cuerpo. La magnitud en la que este efecto

se produce, depende de la longitud de onda del espectro electromagnético usado. Por lo tanto la energía incidente total ( $I$ ) será la suma de la radiación transmitida ( $T$ ), más la radiación reflejada ( $R$ ), más la radiación absorbida ( $A$ ).

$$I = T + R + A \quad (2.1)$$

## 2.2 Ley de Beer-Lambert

La espectrofotometría está fundamentada en dos leyes principales, la ley de Lambert y la ley de Beer.

### 2.2.1 Ley de Beer

Ley de Beer establece que la potencia de una radiación electromagnética monocromática que incide perpendicularmente sobre una muestra decrece exponencialmente con la concentración de la muestra. La radiación absorbida por el medio se representa por un parámetro conocido como absorbancia, definida en la ecuación 2.2.

$$A_b = \left(\frac{k_2}{2,3}\right) C \quad (2.2)$$

Siendo ( $C$ ) la concentración de la muestra, ( $k_2$ ) una constante de proporcionalidad y ( $A_b$ ) la absorbancia determinada a través de la ley de Beer. Esta expresión nos indica que “la absorbancia es directamente proporcional a la concentración de la solución” [1].

### 2.2.2 Ley de Lambert

Por su parte la ley de Lambert, 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 2.3 [1].

$$A_l = \left(\frac{k_1}{2,3}\right) b \quad (2.3)$$

Donde ( $A_l$ ) es la absorbancia determinada a través de la ley de Lambert,  $b$  es el espesor del medio y ( $k_1$ ) una constante de proporcionalidad que depende del medio. Esta expresión indica que la absorbancia es directamente proporcional al espesor del medio atravesado [1].

### 2.2.3 Ley combinada de Beer y Lambert

Combinando la ley de Beer y la ley de Lambert, se obtiene lo que se conoce como la ley de Beer-Lambert que describe la atenuación de la luz que viaja a través de un medio uniforme que contiene una sustancia absorbente.

La ley de Beer-Lambert describe la atenuación de la luz que viaja a través de un medio uniforme, el cual contiene.

La intensidad  $I$  de la luz que viaja a través del medio decrece exponencialmente con las distancias y está definida por la ecuación 2.4.

$$I = I_0 e^{-\varepsilon(\lambda)cd} \quad (2.4)$$

Donde  $\varepsilon(\lambda)$  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 del camino óptico a través del medio[5].

La ley de Beer-Lambert solo se basa en la suma de la radiación transmitida y absorbida, no toma en cuenta la radiación reflejada en el medio.

### 2.2.4 Transmitancia óptica

La transmitancia óptica se define como la fracción de luz incidente, a una longitud de onda especificada, que pasa a través de una muestra [2].

La transmitancia ( $T$ ) de la Luz que viaja a través de un medio con una sustancia absorbente se define como la relación entre la luz transmitida ( $I$ ) y la luz incidente ( $I_0$ ).

$$T = \frac{I}{I_0} = e^{-\varepsilon(\lambda)cd} \quad (2.5)$$

### 2.2.5 Absorbancia de la luz

La absorbancia de la luz en ocasiones conocida como densidad óptica de un medio, se define como el logaritmo natural negativo de la transmitancia óptica.

$$A = -\ln T = \varepsilon(\lambda)cd \quad (2.6)$$

Las propiedades de la ley de Beer-Lambert son válidas incluso si hay más de una sustancia absorbente en el medio. Cada sustancia contribuye con su

parte a la absorbancia total dando como resultado que la misma es la suma de las enésimas absorbancias presentes en el medio [9].

$$A_t = \varepsilon_1(\lambda)c_1d_1 + \varepsilon_2(\lambda)c_2d_2 + \dots + \varepsilon_n(\lambda)c_nd_n = \sum_{i=1}^n \varepsilon_i(\lambda)c_id_i \quad (2.7)$$

Donde  $\varepsilon_i(\lambda)$  representan el coeficiente de extensión,  $c_i$  la concentración de la estancia y  $d_i$  la longitud del camino óptico a través de la sustancia absorbente, que pueden ser distintas dentro de un mismo medio [5].

Debido a esta propiedad, la ley de Beer-Lambert permite determinar las concentraciones desconocidas de múltiples sustancias absorbentes dentro de un mismo medio, siempre y cuando la absorbancia de la luz sea medida en longitudes de onda diferentes y se conozcan los coeficientes de extinción de las sustancias.

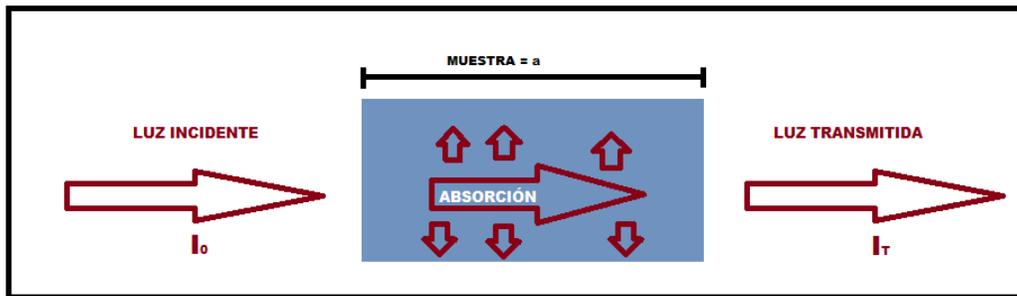


Figura 2.2 Absorbancia de la Luz

### 2.3 Saturación de la hemoglobina oxigenada

Como ya se ha mencionado anteriormente la Hb se combina con distintas sustancias, de manera que tendremos tanto hemoglobinas funcionales como hemoglobinas disfuncionales, pero para el cálculo de la SaO<sub>2</sub>, lo que nos interesa son las hemoglobinas funcionales.

### 2.3.1 Saturación de la hemoglobina fraccional

La saturación de hemoglobina fraccional, es la fracción de hemoglobina oxigenada, con respecto a la hemoglobina total. Se mide en porcentaje y esta relacionado por la relación entre hemoglobina oxigenada y la hemoglobina total.

$$SO_2 Fraccional = \frac{c HbO_2}{c Hemoglobina total} X 100 \quad (2.8)$$

## 2.4 Pulsación de la sangre arterial

Los oxímetros de pulso a diferencia de otros dispositivos que miden la  $SaO_2$  in vitro, aprovechan la pulsación arterial. Durante el periodo de sístole las arterias contienen más sangre, debido a esto su diámetro aumenta y durante el periodo de diástole la cantidad sangre disminuye y con ello su diámetro también [2].

Por lo tanto durante un periodo de sístole se tiene mayor cantidad de sustancia absorbente, la absorbancia de la luz aumenta y la longitud de la trayectoria óptica ( $d$ ) en las arterias también.

Gracias a esta alternancia entre los periodos de sístole y diástole, es posible diferenciar la absorbancia de sangre venosa, la cantidad constante de absorbancia por la sangre arterial, así como la absorbancia de otros componentes como, los huesos o la pigmentación de la piel. Esta señal puede ser expresada como una componente estática (CE) ya que no presenta ningún cambio durante un periodo.

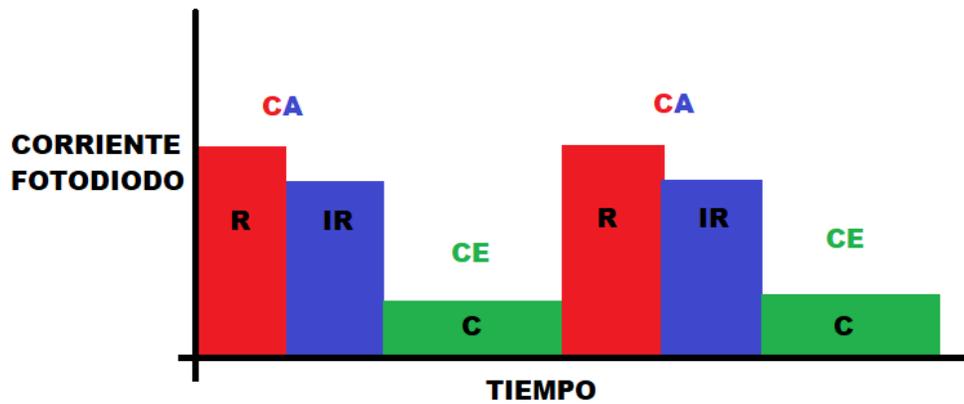


Figura 2.3 Pulsación de la sangre

Por otra parte durante el periodo de diástole la absorbancia de la luz es mayor y disminuirá con el pedido de sístole, con lo que se genera una señal de pulso o componente alterna (CA).

## 2.5 Saturación de oxígeno por pulsioximetría (SPO<sub>2</sub>)

Según la ley de Beer-Lambert, la SPO<sub>2</sub> se puede derivar en función de la relación de la absorbancia de dos longitudes de onda. Debido a la falta de linealidad en los LEDs, el fotodetector y la absorción de la luz debido a los componentes (CD), las absorbancias deben normalizarse.

Mediante la siguiente fórmula se obtiene el coeficiente normalizado con el cual se obtiene SPO<sub>2</sub>:

$$SPO_2 = \frac{CA_R/CE_R}{CA_{IR}/CE_{IR}} \times 100 \quad (2.9)$$

Donde  $(CA R)$  es la componente alterna de luz Roja,  $(CA IR)$  es la componente alterna de luz infrarroja,  $(CE R)$  es la componente estática de luz roja y  $(CE IR)$  es la componente estática de luz infrarroja.

Existen dos técnicas para la oximetría de pulso, por transmitancia y por reflectancia. La oximetría de pulso por transmitancia o convencional, es conocida y utilizada ampliamente por los anestesiólogos en la mayoría de los procedimientos anestésicos. Sin embargo, gracias al continuo avance de la tecnología en cuanto al monitoreo de la oxigenación a surgido la oximetría de pulso por reflectancia, que es una técnica derivada de la oximetría convencional [7].

## **2.6 Oximetría por transmitancia**

Es un método simple, continuo, no invasivo, para monitorear de manera periférica el porcentaje de Hemoglobina saturada con  $O_2$ , emitiendo longitudes de onda específicas a través de la sangre y calculado los niveles de absorción. La determinación de la  $SaO_2$  con el oxímetro de pulso está basada en el principio de la Ley de Beer-Lambert [4].

Durante la absorción, la intensidad de una onda electromagnética incidente es atenuada cuando atraviesa un medio, figura 2.2. La absorbancia de un medio se define como la razón de la intensidad absorbida y la intensidad incidente. La absorción se debe a la conversión parcial de la energía de la luz en movimiento, que es provocado por el calentamiento o ciertas vibraciones de las moléculas del material absorbente [5].

## 2.7 Oximetría por reflectancia

Actualmente, el oxímetro de pulso por transmitancia o convencional es el que más se utiliza. Sin embargo, limita su aplicación a las áreas del cuerpo eficientemente delgadas para que penetre la luz roja e infrarroja. Brinkman y Zijlstra WG, en 1949, describen la medición de la saturación de oxígeno con el uso de la reflexión de la luz, mediante la utilización de sensores frontales. En 1983, Mendelson, demuestra que la saturación de oxígeno de la hemoglobina se puede medir cuantitativamente con la técnica de la reflectancia [2,5].

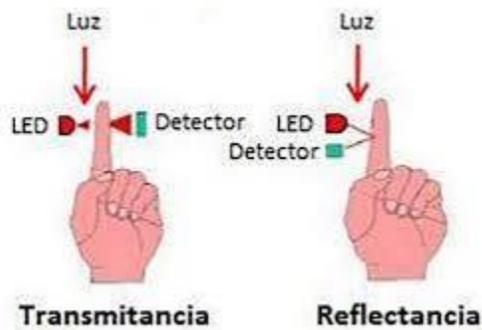
En 1991, inicia el desarrollo de sensores ópticos para oximetría por reflectancia [2], los cuales se sustentan en la reflexión de la luz por la sangre en los tejidos. Este método no invasivo proporciona un monitoreo continuo, exacto, confiable y económico de la  $SPO_2$ . Los diodos emisores de luz y el fotodetector permiten la absorción en la superficie de la piel [12].

Existen varios desarrollos tecnológicos sobre sensores de oximetría por reflectancia, ya sea mejorando sus características de diseño para reducir la presión entre el oxímetro de pulso y la superficie de contacto ó diseñarlos para aplicaciones con bajo consumo de energía é inclusive para aplicaciones inalámbricas [2].

La oximetría por reflectancia ofrece varias ventajas sobre los oxímetros convencionales. Mientras que el oxímetro de pulso convencional utiliza la tecnología de la transmisión de la luz para calcular la  $SPO_2$ , el oxímetro de pulso por reflectancia emplea el método de la reflexión de la luz.

El sensor del oxímetro de pulso por reflectancia emite luz hacia abajo a través del tejido y del lecho capilar y recoge la luz que se refleja hacia arriba, calculando la saturación de  $O_2$  [2,5].

En la figura 2.4 se puede apreciar las diferencias entre la oximetría por transmitancia y reflectancia.



*Figura 2.4 Oximetría por transmitancia y reflectancia [10]*

En algunas ocasiones, la oximetría de pulso por transmitancia dificulta la medición de la señal exacta de oxigenación, debido a una disminución del flujo sanguíneo en brazos y piernas, particularmente en pacientes críticos, también por el continuo movimiento, especialmente en neonatos. Un sistema de  $SPO_2$  está diseñado y adecuado para resolver estos problemas asociados con los sensores periféricos, ya que, debido a su localización corporal central, proporcionan mayor exactitud en las lecturas de la  $SaO_2$  [2].

En cirugía de corazón abierto, donde se encuentra disminuido el gasto cardíaco, temperatura periférica, perfusión tisular y presión sistólica, hay más probabilidad que se obtengan lecturas correctas con el sensor reflectivo en condiciones de pobre circulación periférica.

En la actualidad, la tecnología de reflectancia adquiere gran interés, no únicamente para el monitoreo de rutina de pacientes quirúrgicos y de cuidados críticos, sino que también se evalúa su uso en neonatología, medicina materno fetal y neurología [5,9].

---

# **Capítulo 3**

## **Diseño del dispositivo**

---

## **3.1 Diseño del detector de hipoxia**

El dispositivo está conformado por dos sistemas, debido a esto fue diseñado en dos etapas. En la primera se diseño el detector de hipoxia y en la segunda etapa el sistema de comunicación inalámbrica.

Este capítulo se centrara en el diseño del dispositivo detector de hipoxia, este dispositivo será capaz de detectar los niveles de  $SPO_2$ , para ello se hará una evaluación de los distintos componentes propuestos y así elegir los más adecuados para cumplir con los objetivos. Posteriormente se diseñara el método para la obtención de las señales analógicas, así como el proceso de digitalización, procesamiento e interpretación.

### **3.1.1 Sensor de oximetría**

Para comenzar con el diseño del detector de hipoxia, fue necesario evaluar distintos sensores de oximetría, los que serán mencionados y descritos a continuación:

#### **ICSG007A**

El ICSG007A, es un sensor de pulso cardiaco, cuenta con un encapsulado en el cual contiene LED infrarrojo, fotodetector, amplificador y filtro de ruido para cancelación de luz ambiental. Solo consume 4 mA de corriente a 5 V, lo que lo hace ideal para aplicaciones móviles.



Figura 3.1 ICSG007 [37].

Aplicaciones:

- Detector de pulso cardiaco

Importante colocar en zonas traslucidas de la piel como lóbulo de oreja o punta de dedos [19].

### **KY-039**

El KY-039, es un módulo detector de pulso, cuenta con un LED infrarrojo y un fotodetector, para su operación se requiere fuente de alimentación de 5v. Diseñado para operar en la punta del dedo.

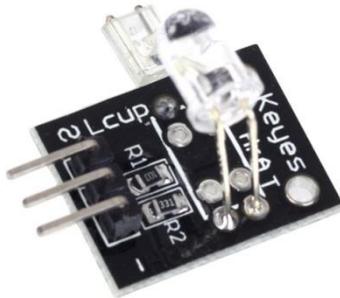


Figura 3.2 KY-039 [39].

Aplicaciones:

- Detector de pulso cardiaco

Importante mencionar que para poder realizar el monitoreo de  $SPO_2$  es necesario contar con señales de infrarrojo y rojo, por lo que los sensores anteriormente evaluados quedan completamente descartados.

Otro punto en contra, es que solo pueden ser usados en zonas traslucidas de la piel y en el dispositivo planteado se tiene como objetivo poder usarlo de en la muñeca.

### **MAX30100**

El MAX30100, es un sensor pulso oximetría integrado. Dentro del integrado contiene dos LEDs infrarrojo y rojo, fotodetectores y un convertidor analógico - digital optimizado para el monitoreo de pulsioximetría, así como sistema de filtrado para la luz ambiental.



*Figura 3.3 MAX30100 [17].*

El MAX30100 opera con fuentes de alimentación desde 1.8V hasta 3.3V.

Es compatible con la interfaz de I2C (inter integrated circuits) para comunicarse con microcontroladores.

Aplicaciones:

- Dispositivos wearables.
- Dispositivos de asistencia física.
- Dispositivos para monitoreo médico.
- Oxímetros de pulso y medidores de frecuencia cardiaca.

## MAX30105

El MAX30105, es un módulo capaz de detectar partículas y está conformado por LED rojo, infrarrojo y verde, fotodetectores, elementos ópticos y un sistema de filtrado para la luz ambiental [18].



Figura 3.4 MAX30105 [16]

El MAX30105, está pensado para usarse en oximetría como detector de niveles de oxígeno y debido a su gran sensibilidad, también puede ser utilizado en los sistemas de detección de humo [22].

Funciona con una fuente de alimentación 5.0V. Se comunica a través de una interfaz estándar compatible con I2C.

Aplicaciones:

- Oxímetros de pulso.
- Detectores de pulso cardiaco.
- Alarmas de incendio.
- Detectores de humo para dispositivos móviles.

### **Max30102**

El MAX30102, es un sensor de oximetría de pulso y monitor de frecuencia cardíaca. Incluye LED internos rojo e infrarrojo, fotodetectores, elementos ópticos y un sistema de filtrado para eliminar la luz ambiental.



*Figura 3.5 MAX30102 [18].*

El MAX30102 está pensado principalmente para ser usado en dispositivos móviles en la muñeca, por lo que la etapa de procesamiento, amplificación y filtrado ha sido mejorado de su antecesor el MAX30100 [10,23]. Opera con una sola fuente de alimentación de 1.8v para el procesamiento y otra fuente de alimentación de 3.3v por separado para los LED internos. Puede manipular el encendido y apagado a través de software, permitiendo permanecer conectado todo el tiempo a una fuente de energía, sin tener un consumo elevado de corriente.

Para la comunicación con microcontroladores está provisto de un estándar compatible con la interfaz I2C.

Aplicaciones:

- Oxímetro de pulso móvil.
- Detector de pulso cardiaco móvil.
- Dispositivos wearables.
- Dispositivos de asistencia física.

PARAMETROS	ICSG007A	KY-039	MAX30100	MAX30105	MAX30102
Led Rojo	No	No	Si	Si	Si
Led Infrarojo	Si	Si	Si	Si	Si
Foto detectores	Si	Si	Si	Si	Si
Reclectancia	Si	No	Si	Si	Si
Transmitancia	No	Si	Si	Si	Si
I2C	No	No	Si	Si	Si
Filtros	No	No	Si	Si	Si
Amplicadores	No	No	Si	Si	Si

*Tabla 3.1 Comparativa de sensores*

En la tabla 3.1 se realiza una comparativa entre los distintos sensores, evaluando sus prestaciones y aplicaciones.

Después de analizar distintos dispositivos, se elige el MAX30102, por contar con LEDs rojo e infrarrojo, fotodetectores, control de corriente, sistema de amplificación, sistema de filtrado, interfaz para comunicación por I2C y poder ser utilizado en la muñeca para dispositivo móvil.

### **3.1.2 Selección del microcontrolador**

Para la elección del dispositivo de procesamiento fue necesario analizar distintos microcontroladores de diferentes marcas, llegando al final a seleccionar 2 con las prestaciones necesarias para cumplir con los objetivos planteados.

#### **PIC16F877**

El PIC16F877 mostrado en la figura 3.8, es un microcontrolador con memoria de programa tipo FLASH, representando mas facilidad en el desarrollo de prototipos y en su aprendizaje ya que no se requiere borrarlo con luz ultravioleta como las versiones EPROM, sino que permite reprogramarlo nuevamente sin ser borrado con anterioridad.

El PIC16F877 es un microcontrolador de Microchip Technology fabricado en tecnología CMOS, su consumo de potencia es muy bajo y además es completamente estático, esto quiere decir que el reloj puede detenerse y los datos de la memoria no se pierden.



*Figura 3.6 PIC16F877 [39]*

Los pines de entrada y salida de este microcontrolador están organizados en cinco puertos; puerto A, B, C, D y E. Cada pin de estos puertos se puede configurar como entrada o como salida independiente programando un par de registros diseñados para tal fin. Dichos pines del microcontrolador también pueden cumplir otras funciones especiales tales como, ADC, Puertos UART, I2C, etc. [24].

### **ATMEGA328**

El microcontrolador ATMEGA328 Microchip de 8 bits basado en RISC de AVR de 8 bits, combina 32 GB de memoria flash ISP con capacidades de lectura y escritura. Memoria EEPROM de 1 KB, SRAM de 2 KB, figura 3.9 [24].



*Figura 3.7 ATMEGA328 [24]*

El ATMEGA328 cuenta con 23 pines configurables como entrada o salida de uso general, 32 registros de trabajo de uso general, contadores con modos de comparación, interrupciones internas y externas. USART programable en serie, interfaz serie de 2 hilos orientada a bytes, puerto serie SPI, convertidor Analógico / Digital de 6 canales de 10 bits (8 canales en paquetes TQFP y QFN / MLF), Temporizador de vigilancia programable con oscilador interno y cinco modos de ahorro de energía seleccionables por software [24].

A continuación se presenta una tabla en la que se comparan las características y funciones de cada microcontrolador, tabla 3.3.

<b>CARACTERISTICA</b>	<b>PIC16F877</b>	<b>ATMEGA328</b>
Velocidad del reloj	20MHz	16MHz
Entradas y salidas digitales	14	14
Entradas analógicas	4	6
Salidas analógicas	0	0
Memoria flash	8kb	256kb
Memorias SRAM	368 bytes	8kb
Memoria Auxiliar	256 bytes	4kb
Voltaje de operación	2v a 5.5v	3.3v a 5v
Puerto I2C	SI	SI
Puerto SPI	NO	SI
Convertidor A/D	SI	SI

*Tabla 3.3 Características de microcontroladores*

Después del análisis de ambos microcontroladores, se ha decidido utilizar el ATMEGA328, ya que el algoritmo a programar no demanda mucha memoria y la compatibilidad con el protocolo de comunicación I2C es de suma

importancia, puesto que el sensor y el display estarán conectados por dicha interfaz.

### 3.1.3 Interfaz I2C

La interfaz I2C (inter integrated circuits), es un tipo de interfaz diseñada por Philips Semiconductors a principios de los 80s. Este sistema era utilizado para conectar circuitos integrados. El I2C es un bus con múltiples maestros, lo que significa que se pueden conectar varios chips al mismo bus y que todos ellos pueden actuar como maestro, sólo con iniciar la transferencia de datos [5,9].

Esta interfaz se utiliza en muchos dispositivos, en especial en equipos de vídeo como monitores de computadora, televisores y videocaseteras.

La interfaz I2C, facilita la comunicación entre microcontroladores, memorias y otros dispositivos con cierto nivel de "inteligencia", sólo requiere de dos líneas de señal y un común o masa. Permite el intercambio de información entre muchos dispositivos a una velocidad de 100 Kbits por segundo [121].

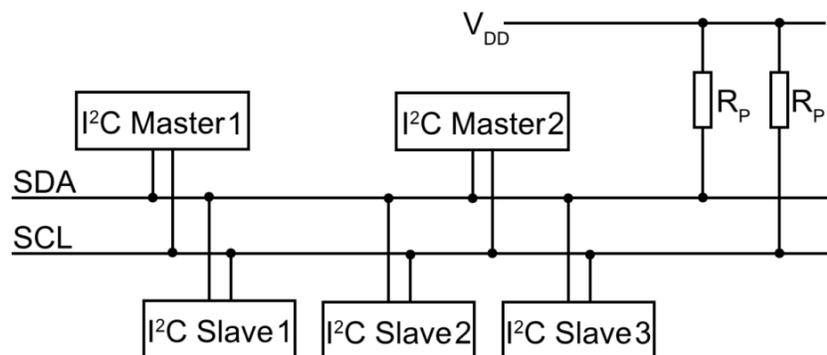


Figura 3.8 Interfaz I2C [21]

El método para la comunicación de datos de la interfaz I2C es en serie y sincrónica. Una de las señales marca el tiempo mediante pulsos de reloj y la otra se utiliza para intercambiar datos, como se aprecia en la figura 3.10.

Descripción de las señales:

SCL (System Clock) es la línea de los pulsos de reloj que sincronizan el sistema.

SDA (System Data) es la línea por la que se transfieren los datos entre los dispositivos.

GND (Tierra) común de la interconexión entre todos los dispositivos enlazados al a interfaz I2C.

Las líneas SDA y SCL son del tipo drenado abierto, es decir, un estado similar al de colector abierto, pero están asociadas a un transistor de efecto de campo (FET), por lo cual se deben polarizar en estado alto, alimentadas por resistencias de "pull-up". De esta manera se pueden conectar en paralelo múltiples dispositivos como entradas o salidas [23]

### **Protocolo de comunicación del bus I2C**

Habiendo varios dispositivos conectados sobre el bus, es necesario respetar un protocolo, para así lograr establecer una comunicación

Existen dispositivos maestros y dispositivos esclavos. Sólo los dispositivos maestros pueden iniciar una comunicación [9,15].

La condición inicial del bus es libre, en este momento las señales están en estado lógico alto y cualquier dispositivo maestro puede ocuparlo, estableciendo la condición de inicio (start). Esta condición se presenta cuando

un dispositivo maestro pone en estado bajo la línea de datos (SDA), pero dejando en alto la línea de reloj (SCL).



*Figura 3.9 Protocolo I2C [21]*

El primer byte se transmite, luego de que la condición de inicio contiene siete bits que componen la dirección del dispositivo, que se desea seleccionar y un octavo bit que corresponde a la operación que se quiera realizar pudiendo ser lectura o escritura, figura 3.9.

Si la dirección del dispositivo llamado corresponde a la que se indica en los siete bits (A0-A6) y se encuentra en el bus, contesta con un bit en bajo, ubicado inmediatamente luego del octavo bit que ha enviado el dispositivo maestro. Este bit de respuesta (ACK) en bajo le indica al dispositivo maestro que el esclavo reconoce la solicitud y está en condiciones de comunicarse. A partir de ese momento la comunicación se establece en firme y comienza el intercambio de información entre los dispositivos [5,15]

### **3.1.4 Display oled 128x32 con interfaz I2C**

Para la escritura de la información se optó por un display grafico de 128x32. Este display puede comunicarse mediante la interfaz I2C, por lo cual es compatible con el microcontrolador ATMEGA328 y el sensor MAX30102.

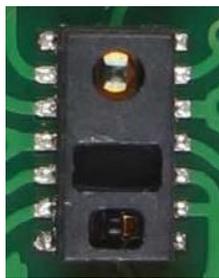


*Figura 3.10 Display Oled 128x32 [30]*

Gracias a la gran cantidad de bibliotecas que existen en lenguaje de programación C para este tipo de displays, es posible realizar gráficos sencillos, así como escribir letras y números de forma sencilla en diferentes líneas [30].

### **3.1.5 Funcionamiento del MAX30102**

El MAX30102 posee un LED rojo y otro infrarrojo, los cuales mediante software son manipulados para iluminarse durante cierto tiempo, a esto se le conoce como ancho de pulso. Esta luz es emitida en la piel de la muñeca y el reflejo es detectado por un fotodiodo, para controlar la intensidad de cada led, la corriente puede ser manipulada por software desde 0mA hasta 50mA [10].



*Figura 3.11 LED y fotodiodo en Max30102 [18]*

En la figura 3.6 podemos apreciar en la parte superior los LEDs y en la parte inferior el foto diodo.

La intensidad de luz captada por el fotodiodo, es filtrada para eliminar el ruido generado por la luz ambiental, posteriormente pasa por otra etapa de filtrado, con el objeto de eliminar el ruido eléctrico de baja frecuencia, entre los 50Hz y 60Hz, generado por las líneas de suministro eléctrico en los hogares.

La señal hasta el momento obtenida se encuentra de manera análoga, por lo que es necesario pasarla por un proceso de digitalización, para que sea convertida a valores digitales mediante un ADC por modulación sigma delta.

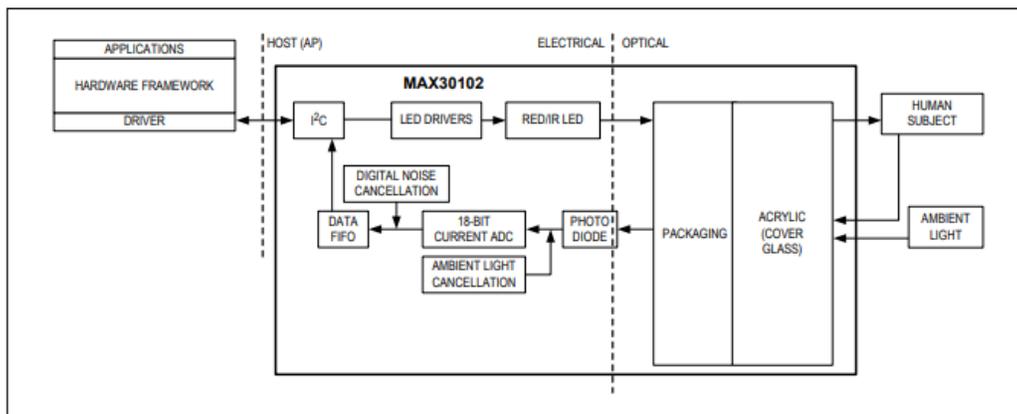


Figura 3.12 Diagrama a bloques Max30102 [18]

La información ya digitalizada es almacenada en un buffer, al cual es posible acceder desde un microcontrolador por medio de interfaz I2C.

El proceso anteriormente mencionado, se podrá entender mejor, apreciando la figura 3.7 en donde se muestra en un diagrama a bloques los componentes que integran el módulo MAX30102 [17].

Para una mayor precisión de la señal digital obtenida, es importante tomar en cuenta los parámetros mostrados en la tabla 3.2, estos parámetros se pueden configurar por medio de software [18].

Resolución	Entre	4 bits	16 bits
Ancho de pulso	Entre	200µS	1600 µS
Muestras de fotodiodo por segundo	Entre	50 muestras	1000 muestras

*Tabla 3.2 Parámetros MAX30102*

El MAX30102 guarda la configuración en un conjunto de registros de 8 bits y en una memoria FIFO de 64 bytes almacena hasta 16 muestras conformadas por 16 bits para cada canal (rojo e infrarrojo), siendo un total de 32 bits lo que cada canal genera [18].

### **3.1.6 Software del oxímetro de pulso**

El algoritmo para determinar el porcentaje de SPO<sub>2</sub>, fue programado en el microcontrolador ATMEGA328, mediante la plataforma de arduino. Desde él se accede a los registros del MAX30102, a través de la interfaz I2C.

El MAX30102 cuenta con 2 modos de programación, los cuales se describen en su hoja de datos y son; “modo pulso” para la detección del ritmo cardiaco y “modo SPO<sub>2</sub>” para la detección de saturación de oxígeno por pulsioximetría.

El modo SPO<sub>2</sub> entrega 2 bytes de lectura para intensidad de luz infrarroja y 2 bytes más para la luz roja, generando un total de 4 bytes, a diferencia del modo

pulso el cual solamente entrega 2 bytes para la luz infraroja detectada, dejando en ceros los otros 2 bytes.

Una vez configurados los modos de funcionamiento, la intensidad de luz detectada por los LEDs en el MAX30102, debe realizarse consultando el número de lecturas disponibles en la memoria FIFO, repitiéndose tantas veces como valores se encuentren disponibles, esto se realizará de manera periódica. Para calcular el valor de la intensidad, se asigna un entero sin signo de 16 bits y se recorre 8 bits el primer valor de la lectura del bus I2C y posteriormente se le suman los 8 bits de la segunda lectura.

### **Calculo del pulso cardiaco**

Utilizando el valor de la intensidad de luz roja e infraroja a lo largo del tiempo, es posible estimar tanto el pulso cardíaca como en nivel de oxigenación de la sangre.

El calculo del pulso cardiaco se realiza promediando los valores obtenidos hasta que solamente resulten relevantes los máximos y los mínimos, determinando el tiempo transcurrido entre ellos y así estimar cuándo los valores dejan de subir o de bajar.

Es importante tomar en cuenta que el rango de valores dependerá del color de la piel y el grosor de los tejidos de cada persona, así como de la posición sobre el sensor de latido, por lo que será importante realizar las primeras pruebas en un mismo individuo, para este caso se utilizo un simulador de oximetria.

En la grafica de la figura 3.8, se puede apreciar una señal alterna, la cual presenta los picos mas altos con una frecuencia de tiempo y de igual manera

picos mas bajos, de esta forma se pude interpretar el momento en que se bombea la sangre, ya que en ese instante es cuando los niveles de HB, son mas altos, determinando el pulso cardiaco.

Tambien se puede apreciar, que exite una constante cercana a las 4700 unidades, que representa una señal lineal o directa la que es provocada por la piel, huesos, tejidos, etc.

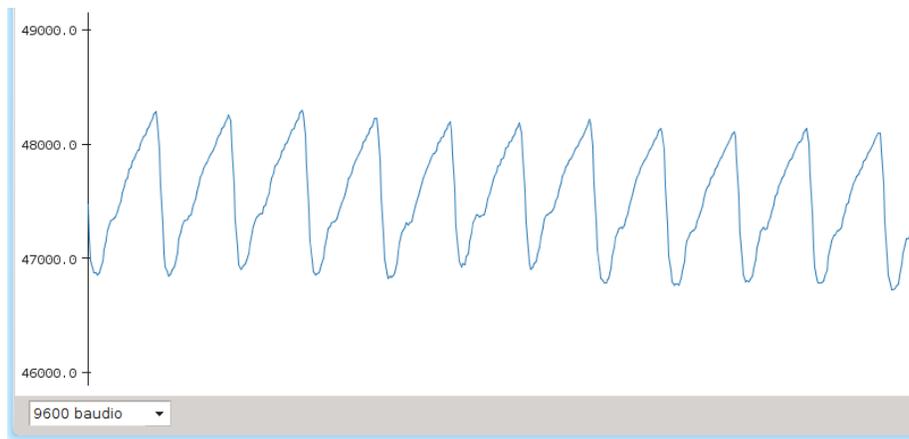


Figura 3.13 Grafica de intensidad de luz infrarroja.

### Calculo de la $SpO_2$

La saturación de oxígeno en sangre se expresa como un porcentaje que relaciona la presencia de HB con  $HbO_2$ . La  $SpO_2$  se puede calcular con la ecuación:

$$SpO_2 = 100 \times \frac{HbO_2}{HbO_2 + Hb} \quad (3.1)$$

Los valores que el MAX30102 entrega corresponden a la luz roja e infrarroja reflejada en la zona expuesta al sensor, la cual es emitida por los LEDs. Como la hemoglobina absorbe más radiación en la longitud de onda del rojo y la oxihemoglobina del infrarrojo, se puede determinar la presencia de Hb y HbO<sub>2</sub> por la luz de cada tipo medida.

Suponiendo longitud de onda de la luz emitida por cada LED sea la correcta, un problema al calcular la SpO<sub>2</sub> podría consistir en la diferencia de intensidad emitida por cada uno de los LED. Para compensarlo, es posible determinar una intensidad de corriente diferente para cada uno de los LEDs. Esta información se puede tomar de los registros obtenidos de la hoja de datos del MAX30102.

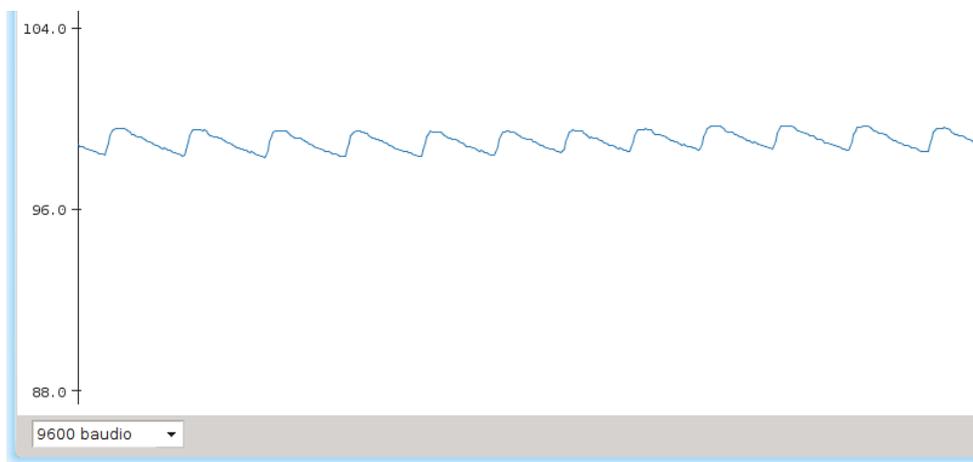


Figura 3.14 Grafica de estimación de la SPO<sub>2</sub>

### 3.1.7 Detección de hipoxia

Para comprender mejor las etapas del dispositivo podemos ver el diagrama a bloques de la figura 3.15.

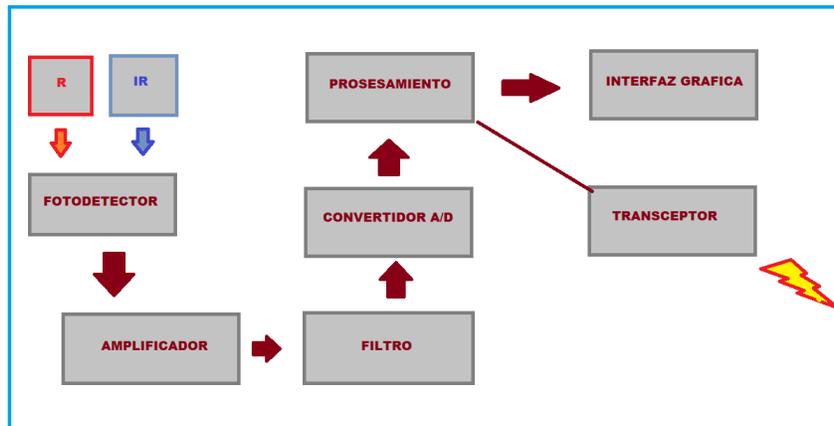


Figura 3.15 Diagrama a bloques del dispositivo.

Al iniciar el dispositivo comenzara con la emisión de luz roja y luz infrarroja en la piel, se estarán enviando pulsos en un intervalo de 200uS. Mediante el método de pulsioximetría reflexiva y por medio del fotodetector obtendremos una señal analógica por cada uno de los LED, esta señal será amplificada y posteriormente pasará por una etapa de filtrado para eliminar el ruido generado por la luz del ambiente y también las frecuencias bajas que pudieran perturbar la señal. Mas adelante la señal será digitalizada por el ADC y almacenada en un buffer dentro del MAX30102.

Ya con la señal digitalizada, a través del microcontrolador se accede a la memoria FIFO, se toman las muestras de ambas longitudes de onda y con estos parámetros dentro del ATMEGA328 se realizará la operación ya antes analizada, que nos permite el cálculo de la Saturación de Oxígeno en la Sangre.

Una vez calculada la SPO2, en el microcontrolador se almacenan las 100 primeras muestras tomadas durante los primeros 4 segundos, 25 muestras por segundo. Con estas primeras 100 muestras calculamos el promedio y lo

mostramos en el display, por lo cual hasta después de 4 segundos de haberse iniciado el dispositivo se mostrara el valor de SPO<sub>2</sub>.

Cada segundo desplazamos las últimas 25 muestras quedando 75, a las que se suman las 25 del siguiente segundo, se vuelve a promediar y actualizar el valor mostrado en display, por lo tanto cada segundo se podrá estar actualizando el valor de SPO<sub>2</sub>.



Figura 3.16 Diagrama a bloques del programa.

### 3.1.8 Diseño del circuito detector de hipoxia

El diseño del el circuito detector de hipoxia mostrado en la figura 3.14 está conformado principalmente por el sensor MAX30102, el microcontrolador ATMEGA328 y el display oled.

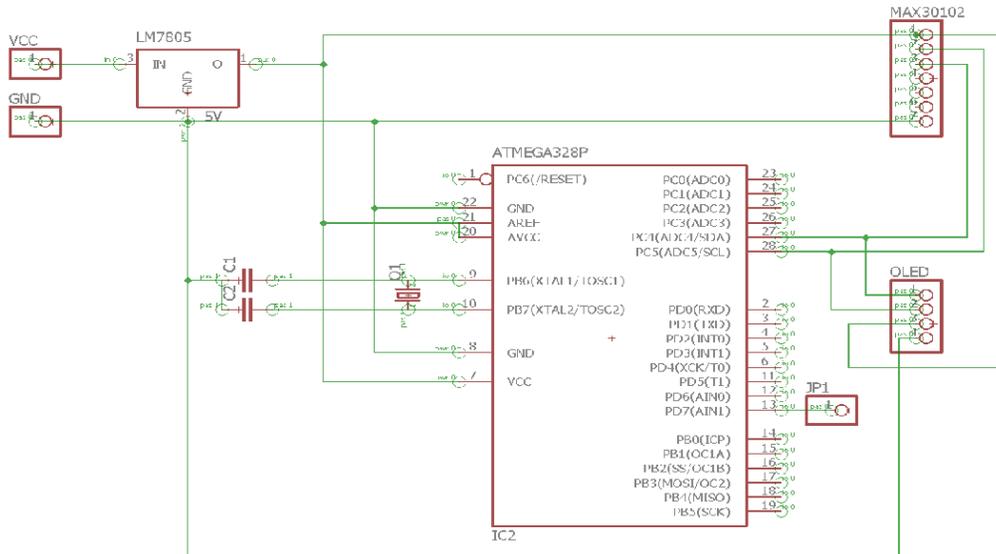


Figura 3.17 Diagrama de circuito detector de hipoxia.

Para la alimentación del circuito será ocupara una batería 4.5v y 500Ma, este voltaje alimenta todos los circuitos a exepción del los LEDs del MAX30102, los cuales necesitan de un voltaje de 3.3v, por que el voltaje de la batería será regulado por un LM6206 con un maximo de 50mA que es el mayor soportado por dichos LEDs.

Para la comunicación por I2C será necesario agregar 2 resistencias del positivo de la fuente a SDA y SCL, estos puertos estarán entrelazados entre los 3 dispositivos que soportan el protocolo I2C.

## **3.2 Sistema de Comunicación Inalámbrico**

Se entiende por comunicaciones inalámbricas aquellas comunicaciones entre dispositivos o entre personas que intercambian información utilizando el espectro electromagnético.

Los rangos de frecuencias más utilizados en las comunicaciones inalámbricas son:

- Infrarrojos: se utilizan en comunicaciones punto a punto de corto alcance, son muy direccionables y no pueden atravesar obstáculos. Este medio se utiliza habitualmente en el control a distancia de la televisión y hasta hace unos años era también un sistema de comunicación que se utilizaba a menudo para conectar dispositivos situados el uno al lado del otro en distancias sumamente cortas.
- Microondas : Este rango de frecuencias es adecuado para transmisiones de largo alcance, (comunicaciones por satélite, comunicaciones terrestres punto a punto).
- Radiofrecuencias: Es el rango que utilizan las transmisiones de radio FM y AM, televisión digital terrestre y comunicaciones móviles. Las radiofrecuencias son omnidireccionales y pueden atravesar obstáculos sin ningún problema.

### **3.2.1 Análisis para el sistema de comunicación inalámbrica**

Para el sistema de comunicación mediante el cual se envían las alertas de forma inalámbrica se analizaron distintas opciones, principalmente las que trabajan bajo la banda ISM (Industrial, Scientific and Medical), así como varios módulos de comunicación inalámbrica dentro de este rango de frecuencias.

## **XBee Zigbee**

Los Xbee son dispositivos inalámbricos fabricados por Digi-International, tienen su propio protocolo de comunicación ZigBee por radio frecuencia bajo la banda ISM, son robustos, de bajo costo, bajo consumo y tienen un alcance en sus distintos modelos entre 100 metros y los 10 kilómetros.

ZigBee es una tecnología inalámbrica más centrada en aplicaciones domésticas e industriales. Los perfiles ZigBee PRO y ZigBee Remote Control se basan en el protocolo IEEE 802.15.4, una tecnología de red inalámbrica que opera a 2,4GHz en aplicaciones que requieren comunicaciones con baja tasa de envío de datos dentro de áreas delimitadas con un alcance de 100 metros, como viviendas o edificios.

## **ESP8266 WIFI**

Es un módulo de comunicación de radio frecuencia en la banda WFI, así como la pila TCP/IP, diseñado principalmente para trabajar en el IoT (Internet of Things), por eso incluye todo lo necesario para conectarse a un punto de acceso WIFI mediante comandos de texto AT, vía puerto serie, que puede ser configurado a diferentes velocidades. Una vez que se le instruye para que se conecte a nuestra WIFI. El módulo es capaz de enviar información que le remitimos vía la puerta serie a una dirección IP y puerto que deseé.

Normalmente la conectividad WiFi es la opción obvia elegida por los desarrolladores dada la omnipresencia de WiFi en entornos domésticos y comerciales: existe en la actualidad una extensa infraestructura ya instalada que transfiere datos con rapidez y permite manejar grandes cantidades de datos. Actualmente, el standard WiFi más habitual utilizado en los hogares y en muchas empresas es el 802.11n, ofreciendo un rendimiento significativo en

un rango de cientos de megabits por segundo, muy adecuado para la transferencia de archivos, pero que consume demasiada potencia para desarrollar aplicaciones IoT.

### **Hc-06 bluetooth**

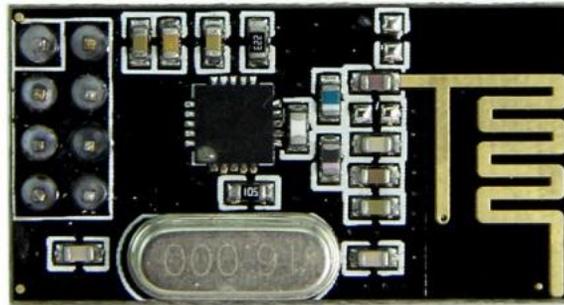
Los módulos HC-06 están montados sobre una interfaz en la que se incluye cuatro pines para su conexión, Vcc, Gnd, Txd y Rxd. Tienen un led para indicar el estado de conexión del bluetooth.

Bluetooth es una de las tecnologías de transmisión de datos de corto alcance más usadas, muy importante en el ámbito de la electrónica de consumo. Las expectativas apuntan a que será clave para desarrollar dispositivos wearables, ya que permitirá el establecimiento de conexiones IoT, probablemente a través de un smartphone.

### **RF24L01**

El NRF24L01 es un chip radiofrecuencia transceptor que está diseñado para trabajar en la banda ISM a 2.4GHz que es la banda de frecuencias reservada para finalidades no comerciales. Trabaja con GFSK (Gaussian Frequency Shift Keying) modulación por desplazamiento de frecuencia gaussiana. El módulo consiste de un sintetizador de frecuencia, amplificador de potencia, oscilador de cristal, un modulador, un demodulador y un sistema de Enhanced ShockBurst.

La potencia de RF, el canal de frecuencia y el protocolo de configuración son fácilmente programables mediante la interfaz SPI (Serial Peripheral Interface) [16].



*Figura 3.18 Transceptor NRF24L01 [27].*

El consumo del módulo es bajo, oscilando entre los 9mA a una potencia de salida de -6dBm y los 12.3 mA en el modo de trabajo RX que en valor medio es el de mayor consumo. Además es factible un gran ahorro en el consumo gracias al trabajo en los modos de Power Down y Standby[25].

Otras características básicas del transceptor nRF24L01 son:

- Sistema Automático de Acuse de Recibo (ACK), sin intervención del microcontrolador gracias al sistema Enhanced Shockurst. Esto permite que el dispositivo TX o transmisor reciba automáticamente un comprobante del dispositivo RX o receptor al recibir un paquete de datos.
- Sistema de identificación y verificación del paquete de datos mediante una dirección de entre 3 y 5 bytes y un código de redundancia cíclica (CRC) si se activa, de 1 o 2 bytes.
- Sistema múltiple de recepción de datos con 6 canales.
- Tasa de transmisión de datos por aire (RF) de 1 o 2 Mbps [16,27].

Finalmente debido a su bajo consumo de energía, tamaño, facilidad para comunicarse con el microcontrolador ATMEGA328 mediante la interfaz SPI y el poder enlazar de forma simultánea con 5 canales, se eligió el NRF24L01.

### 3.2.2 Modulación por desplazamiento de frecuencia gaussiana

La modulación por desplazamiento de frecuencia gaussiana o GFSK, por sus siglas en inglés, es un tipo de modulación donde un 1 lógico es representado mediante una desviación positiva o incremento de la frecuencia de la onda portadora, y un 0 mediante una desviación negativa o decremento de la portadora.

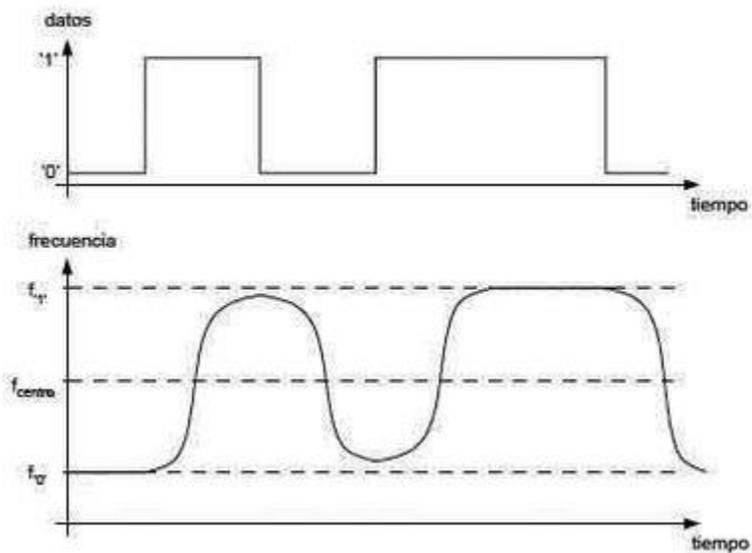


Figura 3.19 Modulación por de desplazamiento de frecuencia guasiana.

GFSK es una versión mejorada de la modulación por desplazamiento de frecuencia (FSK). En GFSK la información es pasada por un filtro gaussiano antes de modular la señal. Esto se traduce en un espectro de energía más

estrecho de la señal modulada, lo cual permite mayores velocidades de transferencia sobre un mismo canal. GFSK un método de modulación para la comunicación digital, se encuentra en muchos estándares como Bluetooth.

La señal a la salida del modulador se describe con la siguiente fórmula:

$$s(t) = A \cos(2\pi f(t) + \emptyset) \quad (3.2)$$

Dónde:

$A$  : Amplitud de la señal portadora

$f$  : Frecuencia de la señal portadora

$\emptyset$  : Fase de la señal portadora

### 3.2.3 Diseño del sistema de comunicación inalámbrica

El módulo transceptor NRF24L01 cuenta con 6 pines para la realizar lamcomunicación SPI con el controlador, estos pines son; CE, CSN, MOSI, MISO, IRQ, los que serán descritos a continuación.

Pin Name	Direction	TX Mode	RX Mode	Standby Modes	Power Down
CE	Input	High Pulse >10µs	High	Low	-
CSN	Input	SPI Chip Select, active low			
SCK	Input	SPI Clock			
MOSI	Input	SPI Serial Input			
MISO	Tri-state Output	SPI Serial Output			
IRQ	Output	Interrupt, active low			

Tabla 3.4 Señales de comunicación del NRF24L041 [25].

La señal CSN marca el inicio y final de cada comunicación entre NRF24L01 y el microcontrolador. Cuando se activa, el NRF24L01 envía su byte de estado

mientras que el microcontrolador debe enviar una instrucción. Seguidamente el microcontrolador o el NRF24L01 envían los bytes de contenido. Cuando ha finalizado este proceso, la señal CSN vuelve a 1, estado en el que se desactiva.

La señal CE sirve para activar (CE=1) o desactivar (CE=0) los modos Rx y Tx uno u otro según esté configurado el NRF24L01. Al activar esta señal, se abandonan los modos Standby y en el caso del modo recepción Rx, el NRF24L01 empieza a buscar señales de llegada o en el caso del modo transmisor TX, el NRF24L01 empieza a transmitir los datos cargados por el microcontrolador en la memoria Tx FIFO.

La señal IRQ, es una señal de interrupción que indica, cuándo se ha recibido un paquete en el modo Rx y puede ser recogido por el microcontrolador o para el modo Tx, cuándo se ha terminado de enviar información al aire, ya sea porque el dispositivo Rx lo ha recibido o porque se ha alcanzado un número máximo de retransmisiones permitidas, la lógica de esta señal es negativa y marca la interrupción del proceso con un 0.

### **3.2.4 Operación del modulo transceptor NRF24L01**

El NRF24L01 dispone de 5 modos de trabajo figura 3.18. El modo Power Down es el de menor consumo, en que la comunicación vía SPI para cargar la configuración y los bytes de datos es posible. En este modo la señal CE no cumple función alguna y es necesario poner a 1 el bit PWR\_UP del registro CONFIG para pasar a los modos Standby.

Mode	PWR_UP register	PRIM_RX register	CE	FIFO state
RX mode	1	1	1	-
TX mode	1	0	1	Data in TX FIFO
TX mode	1	0	1 → 0	Stays in TX mode until packet transmission is finished
Standby-II	1	0	1	TX FIFO empty
Standby-I	1	-	0	No ongoing packet transmission
Power Down	0	-	-	-

*Tabla 3.5 Modos de operación del NRF24L01 [26].*

Existe un tiempo de espera mínimo una vez se enciende el módulo RF y queda éste, en los modos Standby. Estos 2 modos se caracterizan por su bajo consumo y por su rápido cambio a los modos Rx o Tx. Cuando CE se desactiva, el NRF24L01 pasa a descansar en el modo Standby-I, en el caso de configuración Tx, siempre y cuando el dispositivo haya enviado toda la información.

El modo Standby-II se establece en configuración Tx automáticamente, cuando no queda información que enviar y CE sigue activo. Finalmente al poner CE a 1, el NRF24L01, en función del bit PRIM\_RX del registro CONFIG, pasará al estado de recepción Rx, en que buscará sin descanso señales entrantes de la frecuencia y dirección determinadas hasta encontrarlas y activar IRQ o pasará al estado de transmisión Tx, en el que el NRF24L01 enviará el paquete de información una y otra vez hasta recibir el acuse de recibo del dispositivo Rx o cesar en el intento: activando en ambos casos la señal IRQ.

Es importante mencionar que durante el diseño de las bibliotecas y sus funciones se ha buscado permanecer el mayor tiempo posible en los modos de trabajo de menor consumo para hacer más efectivo el uso del NRF24L01.

Esto implica cargar la configuración inicial en el NRF24L01 en el modo Power Down, pasar a los modos standby para iniciar la transmisión de forma ágil cuando se solicite y solamente activar los modos Rx y Tx cuando sea necesario. Esto es activarlos cuando se quiera iniciar la transmisión o recepción y desactivarlos justo después de recibir la interrupción IRQ.

Se contempla además la creación de una función de apagado para volver al modo Power Down, lo que no quiere decir volver al estado inicial.

Sobre esta función de apagado del NRF24L01 que desactiva el bit PWR\_UP, es necesario comentar que no retorna al estado inicial de funcionamiento del módulo RF, pues los registros mantienen la configuración antes cargada. Sólo se volverá a la configuración por defecto quitando la alimentación de voltaje del NRF24L01.

### Canales de recepción y paquetes de datos

El NRF24L01 cuenta con recepción de datos vía múltiples canales. Esta función, es posible gracias a la estructura del paquete de datos que incluye una dirección de entre 3 y 5 bytes, por default 5 bytes.

Preamble 1 byte	Address 3-5 byte	9 bit	Payload 1 - 32 byte	CRC 0/1/2 byte
--------------------	------------------	-------	---------------------	-------------------

*Tabla 3.6 Paquete de datos NFR24L01*

Cada NRF24L01 dispone de un canal transmisión Tx y de 6 canales de recepción Rx, que le permiten recibir datos de 6 dispositivos diferentes identificando en todo momento su origen gracias a la dirección del paquete.

A pesar de que es posible la comunicación por sólo una dirección a la vez, establecer una red entre dispositivos es sencillo. En la figura 3.19 se muestra una posible configuración entre un dispositivo receptor y seis transmisores, todos trabajando a la misma frecuencia.

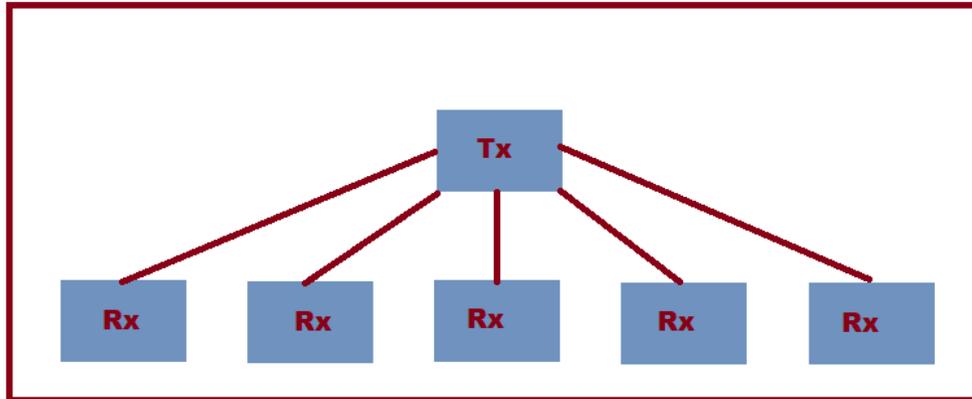


Figura 3.20 Ejemplo de recepción de datos por múltiples canales [26]

### 3.2.5 Algoritmo para la emision de alerta

El sistema de alerta inalámbrico enviara un mensaje a otro dispositivo similar al momento de que la  $SPO_2$  este por debajo del 92%. Para ello se habilitará en el ATMEGA328 una entrada como condicional, estando en nivel lógico “0” se mantendrá el sistema en espera y por lo tanto el NRF24L01 en modo “Down” y al momento de recibir un nivel lógico “1” se activara el envío del mensaje, el cual será recibido por un circuito similar en alguno de los canales del NRF24L01, por lo que será posible obtener comunicación hasta entre 6 dispositivos similares.

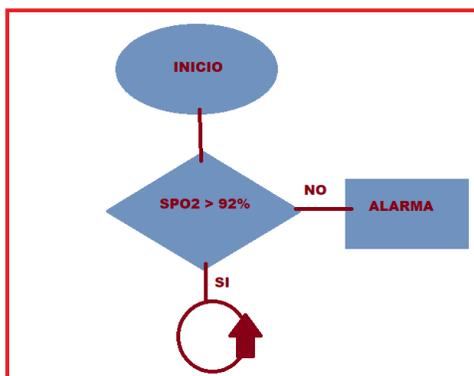


Figura 3.21 Diagrama de flujo del sistema de comunicación

Los niveles lógicos serán enviados por el detector, en cual se configurará un puerto como salida, el que se mantendrá en nivel lógico “0” mientras el SPO<sub>2</sub> se encuentre por encima del 92% y al momento de detectar un valor menor a 92%, cambiará su estado a nivel lógico a “1”. Este puerto estará directamente conectado al puerto de entrada en el sistema de comunicación.

El rango estimado en áreas cerradas para el envío de alertas es de 100m a la redonda, mientras para campo abierto sería de 200m.

### 3.2.6 Software para el sistema de comunicación inalámbrica

El algoritmo para el sistema de comunicación será basado en el módulo NRF24L01 y será programado en el microcontrolador ATMEGA328. Lo primero será habilitar el puerto SPI y definir los pines asignados en el microcontrolador. La función para realizar lo anterior es *SPI\_Start*.

Con la función *nRF24L01\_Ports\_Start* se habilitará la inicialización de las señales CE -Salida, CSN Salida e IRQ Entrada y su definición en el estado inicial.

Dispositivo	Tx	Rx	Rx	Rx	Rx	Rx
D1	0	1	2	3	4	5
D2	1	0	2	3	4	5
D3	2	0	1	3	4	5
D4	3	0	1	2	4	5
D5	4	0	1	2	3	5
D6	5	0	1	2	3	4

Tabla 3.7 Asignación de canales Tx y Rx para 6 dispositivos.

Posteriormente se abre un canal para escritura, el cual tendrá la función de transmisor y mediante el cual será enviado el mensaje de alerta. Los mensajes recibidos contarán con 3 bits del registro RX\_P\_NO, este indica la procedencia de la información recibida, para así conocer desde qué dispositivo fue enviado el mensaje, mostrando en el display de los receptores el nombre del dispositivo transmisor.

Los 5 canales restantes se habilitarán como canales de lectura o recepción, en los cuales se podrán recibir las alertas de hasta 5 dispositivos similares, cada uno de ellos previamente configurado con un canal de transmisión.

### 3.2.7 Diseño del circuito de comunicación inalámbrica

El sistema de comunicación para el envío de la alerta inalámbrica, estará principalmente conformado por el microcontrolador ATMEGA328 y el NRF24L01.

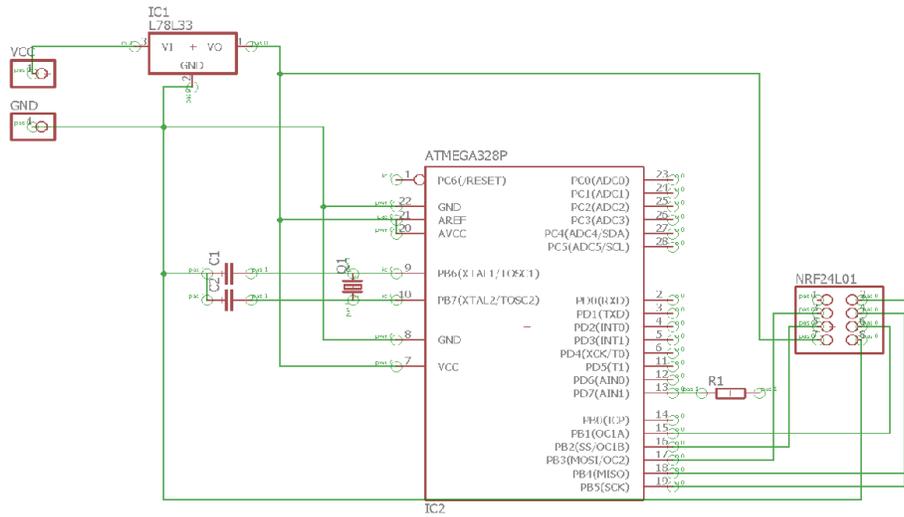


Figura 3.22 Diagrama del circuito de comunicación

Para la alimentación del circuito se ocupa una batería de 4.5v y 500mA, con la que se alimentara el microcontrolador y los LED de alerta, este voltaje pasará por un regulador de voltaje AMS1117, ya que el NRF24L01 requiere de un voltaje de alimentación de 3.3v.

Por último, se agrega un cristal de cuarzo a 4MHz y 2 capacitores de 10pF para generar el pulso con el que trabaja el microcontrolador ATMEGA328.

---

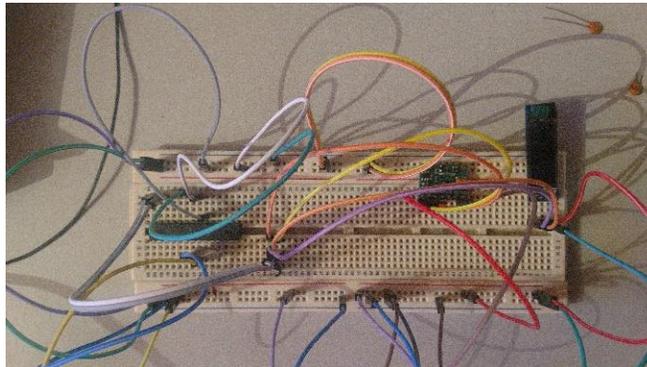
# Capítulo 4

## Implementación y resultados

---

## 4.1 Fabricación del detector de hipoxia

Las primeras pruebas para cada sistema son hechas en protoboard, para el sistema detector de hipoxia, se simulan cambios en los niveles de  $SPO_2$  mediante el simulador de oximetría del METRON DAEG, observado y verificando que al momento de obtener una lectura menor al 92% de  $SPO_2$ , el puerto de salida del ATMEGA328 cambie su nivel lógico de “0” a “1”.



*Figura 4.1 Circuito en protoboard.*

El diseño del circuito fue elaborado mediante el software Eagle Layout Editor, en la figura 4.2 se puede observar la placas del circuito impresa en tabla fenólica, este diseño fue elaborado en dos caras para aprovechar el espacio, ya que el dispositivo se usará en la muñeca como un reloj de pulso.

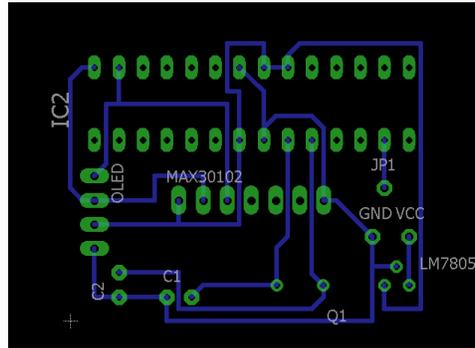


Figura 4.2 Circuito impreso detector de hipoxia.

Posteriormente se soldan los componentes de forma manual, obtenido de esta forma el circuito de la figura 4.3.

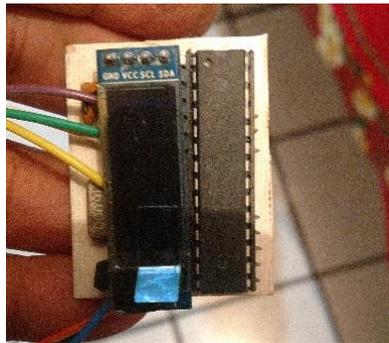


Figura 4.3 dispositivo soldado en tabla fenólica.

## 4.2 Calibración del detector de hipoxia

Para la calibración del detector de hipoxia, fue necesario utilizar un simulador de oximetría o un analizador de pulsioximetría, eligiendo el analizador de pulsioxímetros METRON DAEG figura 4.4.

Este analizador permite la verificación simple y correcta de los pulsioxímetros, ya que no sólo realiza la simulación de SpO<sub>2</sub>, sino que también realiza una verificación eléctrica de la sonda y la medición de la calidad de los LED rojo e infrarrojo.



*Figura 4.4 Analizador de pulsioximetría METRON DAEG*

El analizador simula una gran variedad de condiciones de los pacientes, con la finalidad de verificar los más modernos pulsioxímetros. Los nuevos modelos de pulsioxímetros pueden ser fácilmente añadidos al menú del equipo. El concepto de la sonda de dedo ofrece excelentes prestaciones a bajo costo.

Las sondas son calibradas como unidades independientes y por lo tanto son intercambiables entre equipos. Esta calibración está basada en la aplicación de métodos y normatividades internacionales, con equipos trazados a patrones internacionales, y certificados de acuerdo a normas internacionales aceptadas, para proveer las variables necesarias en la calibración de pulsioxímetros

Para las pruebas de calibración, se solicita realizar los ensayos de pulsioxímetros SpO<sub>2</sub>, bajo las siguientes condiciones ambientales:

- Humedad Relativa: 10% a 80%
- Temperatura ambiente: 15 °C a 35 °C

El analizador de pulsioxímetros METRON DAEG, se encarga de generar los diferentes parámetros que son analizados en pulsioxímetros. El propósito general de los valores medidos es diagnosticar el funcionamiento correcto del equipo que se encuentra bajo prueba. Los parámetros por analizar en pulsioxímetro son los siguientes:

- Análisis de la sonda en LED infrarrojo y roja.
- Simulación de pulsioxímetros: SpO<sub>2</sub> y Pulso Cardíaco.
- Nivel de saturación SPO<sub>2</sub>
- Amplitud del pulso cardíaco

### 4.3 Etapa de pruebas

Las pruebas se realizaron con un simulador de oximetría OxSim Ox-1 del fabricante, Pronk Technologies. El simulador se ajustó a distintos valores de SPO<sub>2</sub>, observando en el display que los valores medidos fueran los correctos.

A continuación se muestra una tabla con los valores simulador y medidos.

Prueba	Valor simulado de SPO <sub>2</sub>	Valor medido de SPO <sub>2</sub>	Alerta activada
1	99%	99%	No
2	98%	98%	No
3	95%	95%	No
4	85%	85%	Si

*Tabla 4.1 Análisis de pruebas*

#### 4.4 Resultados para el detector de hipoxia.

Como se puede apreciar en la tabla 4.1, los valores simulados fueron los mismos que se obtuvieron como lectiururas con el dispositivo, estos valores se mostraron en el display.

Tambien se pudo comprobar la correcta operación del algoritmo para la detección de hipoxia, ya que al tener lecturas de  $SPO_2$  se por debajo del 92% fue posible corroborar el inicio para el envio del mensaje de alerta, desde el microcontrolador hacia el modulo transceptor NRF24L01.

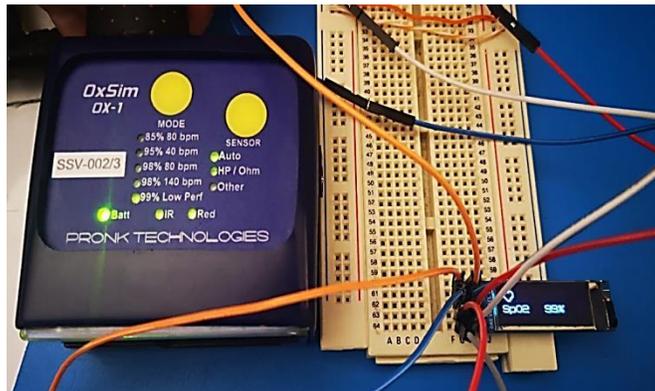


Figura 4.5 Simulación a 99%  $SPO_2$

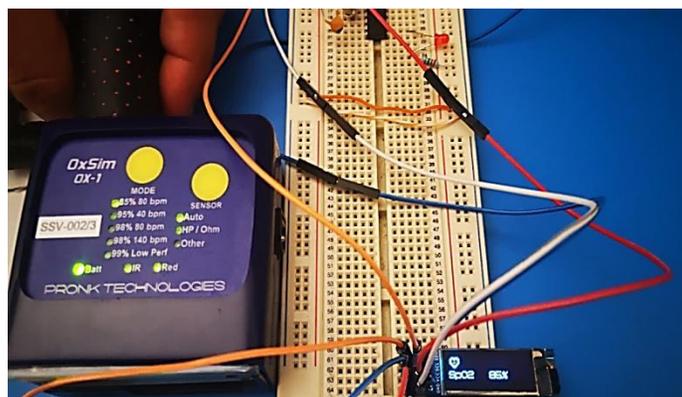


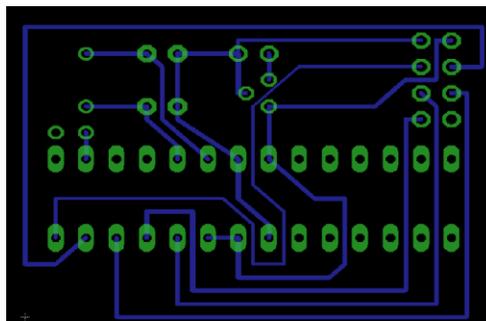
Figura 4.6 Simulación a 86%  $SPO_2$

## 4.5 Fabricación del sistema de comunicación inalámbrica

Para realizar las primeras pruebas con el sistema de comunicación, se alambro el circuito en una protoboard, y conectando un LED de distinto color, para observar los mensajes de alerta enviados de forma inalámbrica. La alerta se simuló energizando el pin de alerta en el microcontrolador, el cual en condiciones normales se mantiene nivel lógico "0" manteniendo el NRF24L01 en espera de mensaje, pero al energizarlo, cambia a nivel lógico "1", activando el transmisor para el envío del mensaje.

Primeramente se probó la comunicación en un sentido entre un transmisor y un receptor. Posteriormente se corrobora la comunicación dúplex, tomando en cuenta que el dispositivo no es capaz de transmitir y recibir al mismo tiempo, se observó el correcto desempeño dentro de 2 dispositivos.

Posteriormente se diseñó el circuito impreso para tabla fenólica con el software Eagle Layout Editor, mostrado en la figura 4.7.



*Figura 4.7 Circuito impreso del sistema de comunicación.*

## 4.6 Integración de sistemas

Debido a que el dispositivo consta de dos sistemas, el diseño se realizó en dos etapas. En este capítulo veremos la integración de ambos sistemas, así como las pruebas y el análisis de los resultados.

El prototipo final con los dos sistemas integrados compartira la fuente de alimentación, en esta caso la bateria de 4.5v 500mA, pero sera necesaro agregar un regulador de voltaje a 3.3v para los componentes ya antes mencinadas que lo requieren.

Ambos circuitos se colocan dentro de un sujetador de poliester, el cual tiene una correa que sirve para colocarlo en la muñeca, observando la figura 4.8 se puede apreciar el prototipo final del dispositivo.

El sujetador cuenta con un orificio en la parte baja para colocar el sensor MAX30102, un orificio en la parte frontal para el display y otro en una parte lateral, para la antena del NRF24L01



*Figura 4.8 Prototipo del dispositivo propuesto.*

## 4.7 Pruebas con el prototipo final

Las pruebas con el prototipo final se realizan con el simulador de oximetría, observando que en valores de  $SPO_2$  arriba del 92%, las lecturas coinciden con el valor asignado en el simulador y para verificar que el sistema de alertas trabaje correctamente, se asignan valores menores a 92% para  $SPO_2$

Las pruebas para el mensaje de alerta se realizan con 4 circuitos operando de manera simultánea nombrándolos; D1, D2, D3 y D4. Para cada dispositivo se configuraron 4 canales de recepción y un canal de transmisión.

Se colocaron a diferentes distancias primeramente en lugares cerrados y posteriormente en lugares abiertos, cabe mencionar que en los lugares cerrados se encontraban obstáculos tales como muros y puertas. La ubicación de los dispositivos de realización formando 2 triángulos, esto facilitó el cálculo de distancias entre cada uno de ellos, apoyándose en el teorema de Pitágoras que se expresa en la siguiente ecuación:

$$a^2 + b^2 = c^2 \quad (4.1)$$

Donde :

$a^2$  = Cateto opuesto

$b^2$  = Cateto adyacente

$c^2$  = Hipotenusa

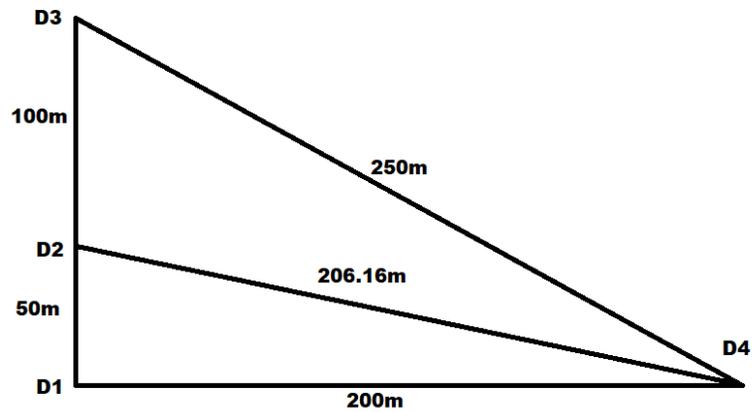


Figura 4.9 Distancias entre dispositivos.

En la tabla 4.2 se muestran las distancias para sitios cerrados y en la tabla 4.3 para sitios abiertos.

DISPOSITIVOS	DISTANCIAS	OBSTACULOS
D1 – D2	50m	1
D1 – D3	150m	3
D1 – D4	200m	4
D2 – D3	150m	3
D2 – D4	206.16m	4
D3 – D4	250	4

Tabla 4.2 Distancias y obstáculos para sitios cerrados.

DISPOSITIVOS	DISTANCIAS
D1 – D2	50m
D1 – D3	150m
D1 – D4	200m
D2 – D3	150m
D2 – D4	206.16m
D3 – D4	250

Tabla 4.3 Distancias para sitios abiertos

## 4.8 Analisis de resultados de prototipo final

Los resultados obtenidos en cuanto al prototipo final fueron los esperados, la medicion de SPO<sub>2</sub> siempre fue la misma a la asignada en el simulador de oximetria, de igual manera el detector de hipoxia envio activo la alerta dentro del microntolador.

Para el sistema de mensajes se elaboró una tabla con los resultados de las distintas pruebas tanto en sitios cerrados como sitios abiertos, la tabla 4.4 muestra los resultados para sitios cerrados y la tabla 4.5 para sitios abiertos.

DISPOSITIVOS	MENSAJE ENVIADO POR Tx	D1 RECEPCIÓN DE ALERTA	D2 RECEPCIÓN DE ALERTA	D3 RECEPCCION DE ALERTA	D4 RECEPCIÓN DE ALERTA
D1 Tx	SI	--	SI	SI	NO
D2 Tx	SI	SI	--	SI	NO
D3 Tx	SI	SI	SI	--	NO
D4 Tx	SI	SI	NO	NO	--

*Tabla 4.4 Resultados para sitios cerrados.*

DISPOSITIVOS	MENSAJE ENVIADO POR Tx	D1 Rx RECEPCIÓN DE ALERTA	D2 Rx RECEPCIÓN DE ALERTA	D3 Rx RECEPCCION DE ALERTA	D4 Rx RECEPCIÓN DE ALERTA
D1 Tx	SI	--	SI	SI	NO
D2 Tx	SI	SI	--	SI	NO
D3 Tx	SI	SI	SI	--	NO
D4 Tx	SI	SI	NO	NO	--

*Tabla 4.5 resultados para sitios abiertos.*

Las tablas 4.4 y 4.5 en su primer columna, muestran D Tx como el nombre del dispositivo transmisor, MENSAJE ENVIADO POR Tx, para indicar si el

mensaje fue enviado por el Transmisor y por ultimo D Rx RECEPCIÓN DE ALERTA, para indicar si el mensaje fue recibido por el dispositivo receptor.

Observado la tabla 4.4 se puede apreciar que el sistema de alertas para distancias no mayores a 200m en lugares cerrados se recibe correctamente en los dispositivos, a pesar de los obstaculos que pueda encontrar como para este caso son los muros. El problema se presenta en lugares mayores a 200m en los cuales el mensaje de alerta es enviado, pero no es recibido por los receptores. Esto se debe a que la perdida de potencia debido a la distancia y obstaculos que encuentra la señal en su camino desde el Tx hasta el Rx.

Para las pruebas realizadas en sitios abiertos, se corrobora que en todas las distancias propuestas el mensaje de alerta es recibido por los dispositivos transceptores.

## Conclusiones

---

De los resultados obtenidos podemos concluir lo siguiente:

Se diseñó un dispositivo funcional el cual es capaz de enviar una alerta de forma inalámbrica, al momento de detectar niveles bajos de oxígeno en la sangre y con ello evitar un los daños ocasionados por un posible cuadro de hipoxia.

Es importante mencionar que la  $SPO_2$  no es un valor fijo y depende de distintos factores, el propósito del dispositivo es detectar a tiempo una disminución para así evitar daños en todo tipo de personas propensas a sufrir hipoxia, ya sea pacientes post-operación, pacientes con enfermedades cardiorrespiratorias, alpinista, etc.

En cuanto a los calculos para  $SPO_2$ , el dispositivo siempre arrojó los mismos datos cargados en el simulador de oximetría, por lo que se concluye que si calibración fue la correcta y se puede confiar en él como un dispositivo de estimación para  $SPO_2$ .

El dispositivo se diseñó en dos etapas, primeramente un sistema detector de hipoxia y segundo sistema es el de comunicación inalámbrica, trabajado con módulos trasceptores de radiofrecuencia a 2.4GHz con modulación GFSK.

En cuanto a el sistema de envío de mensaje por alerta de hipoxia, siempre se activo en los casos que lo amerita, el problema se presento sólo en sitios cerrados con distancias mayores a 200m, por lo que para tener una mayor cobertura , será necesario, sustituir la antena del modulo por una de mayor potencia.

## Referencias

---

- [1] Ed. Joseph D. Bronzino, *The Biomedical Engineering Handbook*, (Boca Raton: CRC Press LLC, 2000).
- [2] J. G. Webster, *Design of pulse Oximeters* (Medical Science Series, Taylor & Francis, 1997).
- [3] Jaccaud, C. V., *Análisis de la oximetría de pulso para su aplicación en la detección de actividad cerebral*, master tesis., Centro de Investigaciones en Óptica, México, 2005.
- [4] J. P. Silveria, S. M. López Silvia, M. L. Doctor, Golmayo, R. Giannetti, J. R. Sendra y J. L. Álvarez-Sala, "Oximetría de pulso basada en diodos láser en el infrarrojo cercano", XVIII Congreso Anual de la Sociedad Española de Ingeniería Biomédica, pp. 13-16 (2000).
- [5] María del Carmen López Bautista, *Oximetría remota vía fibras ópticas para aplicación en telemedicina*, master tesis, UNAM, México 2010.
- [6] Mazón Figueroa, Alejandra Mairani, Rojas Gutiérrez, Sara Paola, Sánchez, Velarde Emmanuel Salvadora, Ramírez Sotelo, María Guadalupe, Cabrera Llanos Agustín Ignacio. , *Oxímetro de pulso no invasivo aplicado en el monitoreo atlético* , VII Congreso Nacional de Tecnología Aplicada, pp. 1-8 (2016).
- [7] Mao Tian, Wenchao Liu, Zhifeng Zhong , and Yongcai Pan, *Design and Research on the Hardware of Wireless Oxygen Saturation Detection Based on ARM*, International Conference on Intelligent Control and Information Processing August 13-15, 2010 - Dalian, China.
- [8] Bencomo, Solibella; Villazana, Sergio; Salas, Bruno, *Diseño y construcción de un oxímetro de pulso*. Revista INGENIERÍA UC, vol. 23, núm. 2, agosto, 2016, pp. 162-171 Universidad de Carabobo, Carabobo, Venezuela.
- [9] HAAHR R., Duun S, *A Novel Photodiode for Reflectance Pulse Oximetry in low-power Applications*, Proc. 29th IEEE Conf. EMBS Cité Internationale, Lyon, France, 2007, 2350-23.
- [10] Freddy del Ángel Arrieta, Sergio Escalera Canto, *Oxímetro de pulso con pletismografía por reflexión implementando el módulo MAX30100 mediante procesamiento digital con interfaz gráfica*. XL Congreso de Ingeniería Biomédica, Monterrey Nuevo León, pp. 419-422, (2017).
- [11] Jorge Alarcó Pérez, *Medida del nivel de saturación de oxígeno en la sangre: desarrollo de un pulsioxímetro de bajo coste y comparativa con otros sistemas existentes*, tesis ETSIT, UPM, España, 2015.

- [12] Cosío Villegas Ismael, Aparato Respiratorio, Méndez Editores, 2006.
- [13] Sergio Rolando Gómez Vizcaíno, Diseño y construcción de un prototipo de oxímetro de pulso, tesis Escuela Politécnica Nacional, España, 2011.
- [14] Gaspar Zamora1, G. Rosello Moreno, Ricardo Palma, Sistema Multicontrolado para el Diseño de Un Oxímetro de Pulso, Edutecne Congreso Virtual, 2009.
- [15] Daniel Fong, André Knoesen, Soheil Ghiasi, Transabdominal Fetal Pulse Oximetry: The Case of Fetal Signal Optimization, IEEE 19th International Conference on e-Health Networking, Applications and Services (Healthcom), 2017.
- [16] Kerim Bedri Saçan ve Gökhan Erta, Performance Assessment of MAX30100 SpO2/Heartrate Sensor, IEEE Medical Technologies National Congress, 2017.
- [17] Victor Ventura, MAX30100 oxímetro de pulso I2C para wearables de salud, Polaridad.es que circules la corriente, 2018.
- [18] Maxim Integrated Products, MAX30102 High-Sensitivity Pulse Oximeter and Heart-Rate Sensor for Wearable Health, 2015, [www.alldatasheet.com/Max30102](http://www.alldatasheet.com/Max30102).
- [19] López Herranz, G. Patricia, Oximetría de pulso: A la vanguardia en la monitorización no invasiva de la oxigenación, Revista Médica del Hospital General de México, 66(3), 2003, 160-169.
- [20] Fernando, C. G., Introducción al mantenimiento biomédico (Instituto Tecnológico Metropolitano, Medellín 2007).
- [21] Zheng-wei HU, I2C Protocol Design for Reusability , Third International Symposium on Information Processing
- [22] Dominique Paret, Carl Fenger, The I2C Bus from Theory to Practice, John Wiley & Sons Ltd, 1997.
- [23] Vincent Himpe, Mastering the I2c Bus, Labborx 1, Elektor, 2011.
- [24] ATmega328P, Armel Microchip, 2016, [www.alldatasheet.com/Atmega328](http://www.alldatasheet.com/Atmega328).
- [25] Zhu Yao-lin,Zhang, Gao-qiang,Zhu, Lei,Xu Jin, Design of Wireless Multi-point Temperature Transmission System Based on nRF24L01, International Conference on Business Management and Electronic Information IEEE, 2011.
- [26] Liu Yuansheng, Han Xi, Analysis of the maximal transmission rate based on NRF24L01 chip system, 2nd International Conference on Information Engineering and Computer Science IEEE, 2011.
- [27] Andreas Weder, Dresden, Germany, An Energy Model of the Ultra-Low-Power Transceiver NRF24L01 for Wireless Body Sensor Networks, 2nd International Conference on Computational Intelligence, Communication Systems and Networks IEEE, 2010.

- [28] Peter Christ, Bernd Neuwinger, Felix Werner, Ulrich Rückert, Performance Analysis of the NRF24L01 Ultra-Low-Power Transceiver in a Multi-Transmitter and Multi-Receiver Scenario, IEEE SENSORS, 2011.
- [29] Alejandro Tomás Colombini Gómez, Desarrollo de una red inalámbrica de bajo coste para pequeñas aplicaciones empotradas, tesis, Escuela Técnica Superior de Ingeniería Informática Universitat Politècnica de València, España, 2015.
- [30] Hipoxia, tipos, síntomas, causas y tratamientos, hipoxia.org, recurso electrónico, [www.hipoxias.org/](http://www.hipoxias.org/).
- [31] Sistema respiratorio humano, <http://www.bioenciclopedia.com/sistema-respiratorio-humano/>
- [32] Pulmones humanos, [https://www.onmeda.es/anatomia/anatomia\\_pulmon.html](https://www.onmeda.es/anatomia/anatomia_pulmon.html)
- [33] Alveolos pulmonares, <https://www.youbioit.com/es/article/23493/sacos-alveolares-alveolos-y-capilares-sanguíneos>
- [34] Oxígeno, <https://thefarma.co/blog/adaptaciones-en-altura-por-que-el-oxigeno-es-tan-importante/>
- [35] Sistema Sanguíneo, [https://www.youbioit.com/es/article/23483/que-son-los-alveolos?size=\\_original](https://www.youbioit.com/es/article/23483/que-son-los-alveolos?size=_original)
- [36] Hemoglobina, <http://uckerman-lindo.blogspot.com/2009/05/hemoglobina.html>
- [37] ICSG007A, Sensor de pulso cardiaco, <https://www.eecs.yorku.ca/~jr/res/m/MD/PulseSensor.pdf>
- [38] KY-039, Sensor de oximetría, [https://tkkrlab.nl/wiki/Arduino\\_KY039\\_Detect\\_the\\_heartbeat\\_module](https://tkkrlab.nl/wiki/Arduino_KY039_Detect_the_heartbeat_module)
- [38] PIC16F877, [www.alldatasheet.com/Pic16f877+datasheet](http://www.alldatasheet.com/Pic16f877+datasheet)

# Anexos

## MAX30102

## High-Sensitivity Pulse Oximeter and Heart-Rate Sensor for Wearable Health

### General Description

The MAX30102 is an integrated pulse oximetry and heart-rate monitor module. It includes internal LEDs, photodetectors, optical elements, and low-noise electronics with ambient light rejection. The MAX30102 provides a complete system solution to ease the design-in process for mobile and wearable devices.

The MAX30102 operates on a single 1.8V power supply and a separate 5.0V power supply for the internal LEDs. Communication is through a standard I<sup>2</sup>C-compatible interface. The module can be shut down through software with zero standby current, allowing the power rails to remain powered at all times.

### Applications

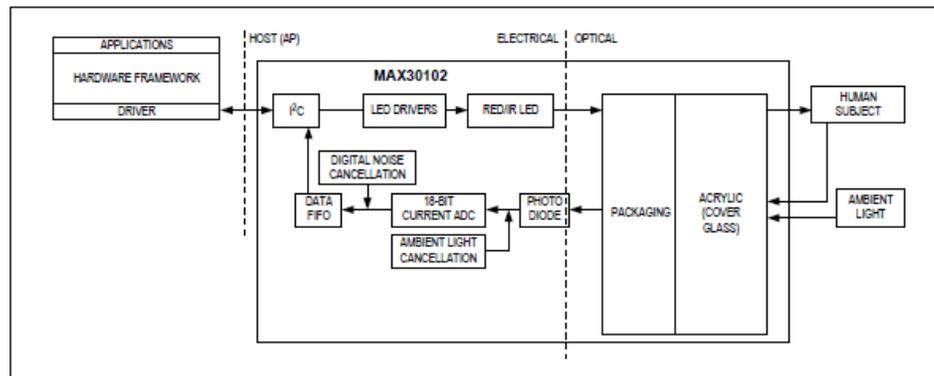
- Wearable Devices
- Fitness Assistant Devices

### Benefits and Features

- Heart-Rate Monitor and Pulse Oximeter Sensor in LED Reflective Solution
- Tiny 5.6mm x 3.3mm x 1.55mm 14-Pin Optical Module
  - Integrated Cover Glass for Optimal, Robust Performance
- Ultra-Low Power Operation for Mobile Devices
  - Programmable Sample Rate and LED Current for Power Savings
  - Low-Power Heart-Rate Monitor (< 1mW)
  - Ultra-Low Shutdown Current (0.7µA, typ)
- Fast Data Output Capability
  - High Sample Rates
- Robust Motion Artifact Resilience
  - High SNR
- -40°C to +85°C Operating Temperature Range

*Ordering Information appears at end of data sheet.*

### System Diagram





## Introduction

The Atmel® picoPower® ATmega328/P is a low-power CMOS 8-bit microcontroller based on the AVR® enhanced RISC architecture. By executing powerful instructions in a single clock cycle, the ATmega328/P achieves throughputs close to 1MIPS per MHz. This empowers system designer to optimize the device for power consumption versus processing speed.

## Feature

High Performance, Low Power Atmel®AVR® 8-Bit Microcontroller Family

- Advanced RISC Architecture
  - 131 Powerful Instructions
  - Most Single Clock Cycle Execution
  - 32 x 8 General Purpose Working Registers
  - Fully Static Operation
  - Up to 20 MIPS Throughput at 20MHz
  - On-chip 2-cycle Multiplier
- High Endurance Non-volatile Memory Segments
  - 32KBytes of In-System Self-Programmable Flash program Memory
  - 1KBytes EEPROM
  - 2KBytes Internal SRAM
  - Write/Erase Cycles: 10,000 Flash/100,000 EEPROM
  - Data Retention: 20 years at 85°C/100 years at 25°C<sup>(1)</sup>
  - Optional Boot Code Section with Independent Lock Bits
    - In-System Programming by On-chip Boot Program
    - True Read-While-Write Operation
  - Programming Lock for Software Security
- Atmel® QTouch® Library Support
  - Capacitive Touch Buttons, Sliders and Wheels
  - QTouch and QMatrix® Acquisition
  - Up to 64 sense channels



# nRF24L01+

## Single Chip 2.4GHz Transceiver

### Preliminary Product Specification v1.0

#### Key Features

- Worldwide 2.4GHz ISM band operation
- 250kbps, 1Mbps and 2Mbps on air data rates
- Ultra low power operation
- 11.3mA TX at 0dBm output power
- 13.5mA RX at 2Mbps air data rate
- 900nA in power down
- 26µA in standby-I
- On chip voltage regulator
- 1.9 to 3.6V supply range
- Enhanced ShockBurst™
- Automatic packet handling
- Auto packet transaction handling
- 6 data pipe MultiCeiver™
- Drop-in compatibility with nRF24L01
- On-air compatible in 250kbps and 1Mbps with nRF2401A, nRF2402, nRF24E1 and nRF24E2
- Low cost BOM

#### Applications

- Wireless PC Peripherals
- Mouse, keyboards and remotes
- 3-in-1 desktop bundles
- Advanced Media center remote controls
- VoIP headsets
- Game controllers
- Sports watches and sensors
- RF remote controls for consumer electronics
- Home and commercial automation
- Ultra low power sensor networks
- Active RFID
- Asset tracking systems
- Toys



## CERTIFICATE

This certificate is issued on behalf of publication of your manuscript in  
IJESRT: Vol. 7 Iss. 3, March-2018, below is your manuscript details-

Manuscript Title:

"DESING OF A HYPOXIA DEVICE DETECTOR WITH WIRELESS ALERT"

Author:

Ing. Teo Cortes

Date Issued:

March, 25, 2018

URL:

<http://www.ijesrt.com/issues%20pdf%20file/Archive-2018/March-2018/89.pdf>

Sincerely,  
Prof. Jitendra Singh Chauhan  
Editor, IJESRT



Instituto Mexicano de la Propiedad Industrial

Solicitud de Patente de Invención o de Registro de Modelo de Utilidad o de Registro de Diseño Industrial

Homologación del formato: IMPI-00-00R
Fecha de publicación del formato en el DGF: 24 / 05 / 2018

Folio y Fecha de Recepción: INSTITUTO MEXICANO DE LA PROPIEDAD INDUSTRIAL, Dirección Divisiva de Patentes

Datos generales de la solicitud: Solicitud de Patente de Invención, Solicitud de Registro de Modelo de Utilidad, Solicitud de Registro de Diseño Industrial, específico: Modelo Industrial, Dibujo Industrial

Solicitud: MX/12018/014002, Expediente: MX/12018/065850, Fecha: 15/NOV/2018, Hora: 11:42:15, Folio: MX/12018/065850, 404261

Datos generales del o de los solicitante(s)

Personas físicas: CURP, Nombres, Primer apellido, Segundo apellido, Nacionalidad, Teléfono, Correo electrónico. Personas morales: RFC, Denominación o razón social, Nacionalidad, Teléfono, Correo electrónico.

Domicilio del o de los solicitante(s)

Código postal: 04510, Calle: 8º PISO DE LA TORRE DE RECTORÍA, Número exterior: SN, Colonia: CIUDAD UNIVERSITARIA, Municipio o demarcación territorial: COYOACÁN, Entidad federativa: CIUDAD DE MÉXICO, País: MÉXICO, Localidad: COYOACÁN, Entre calles: , Calle posterior:

Datos generales del o de los inventor(es) o diseñador(es)

CURP: Nombre(s): FATIMA, Primer apellido: MOUNTADI, Segundo apellido: , Nacionalidad: MEXICANA, Teléfono (lada, número, extensión): (55) 56 22 63 29, Correo electrónico: Continúa en anexo

Instituto Mexicano de la Propiedad Industrial

Domicilio del o de los inventor(es) o diseñador(es)

Código postal: 03570  
 Calle: PLUTARCO ELÍAS CALLES  
 Número exterior: 1105 Número interior: 2  
 Colonia: PORTALES ORIENTE  
 Municipio o demarcación territorial: BENITO JUÁREZ Localidad: BENITO JUÁREZ  
 Entidad Federativa: CIUDAD DE MÉXICO Entre calles:   
 País: MÉXICO Calle posterior:

Datos generales del o de los apoderado(s)

CURP: Registro General de Poderes: RGP-DDAJ-14752  
 Nombre(s): MARTHA RFC:   
 Primer apellido: FIGUEROA Teléfono (año, número, extensión): (55) 56 22 63 29  
 Segundo apellido: PÉREZ Correo electrónico: marthafig@unam.mx

Continúa en anexo

Domicilio para oír y recibir notificaciones

Código postal: 04510  
 Calle: EDIF. "B", PISO 3, OF. ADMINISTRATIVAS EXTERIORES, ZONA CULTURAL CU  
 Número exterior: S/N Número interior:   
 Colonia: CIUDAD UNIVERSITARIA  
 Municipio o demarcación territorial: COYOACÁN Localidad: COYOACÁN  
 Entidad Federativa: CIUDAD DE MÉXICO Entre calles:   
 País: MÉXICO Calle posterior:

Datos generales de los autorizados para oír y recibir notificaciones

Nombre(s): DANIEL  
 Primer apellido: QUESTO Segundo apellido: MARTÍNEZ PORCAYO CURP:

Continúa en anexo

Datos de la solicitud

Denominación o título de la invención, modelo de utilidad o diseño industrial:  
 DISPOSITIVO DETECTOR DE HIPOXIA CON SISTEMA DE ALERTA INALÁMBRICA

Fecha de divulgación previa (DD / MM / AAAA): 01 / 03 / 2018

Divisional de la solicitud

No. Expediente en trámite: Figura jurídica: / /  
 Fecha de presentación (DD / MM / AAAA): / /

PCT

No. de solicitud internacional: / /  
 Fecha de presentación internacional (DD / MM / AAAA): / /

Prioridad o prioridades reclamada(s)

País (oficina) de origen: / / Fecha de presentación (DD/MM/AAA): / / Número de serie: / /

Continúa en anexo

Bajo protesta de decir verdad, manifiesto que los datos asentados en esta solicitud son ciertos.

~~\_\_\_\_\_  
 LIC. MARTHA FIGUEROA PÉREZ~~

Nombre y firma del solicitante o su apoderado.

## Instituto Mexicano de la Propiedad Industrial

Hoja adicional complementaria "Datos generales del o de los solicitantes" /  
 "Datos generales del o de los inventores o diseñadores"  
 (Use esta hoja en caso de que la solicitud sea presentada por dos o más personas físicas o morales)

## Datos generales del solicitante o inventor o diseñador

Datos generales del solicitante

 Datos generales del inventor o diseñador

## Personas físicas

CURP <sup>(obligatorio)</sup>  
 Nombre(s): TEO  
 Primer apellido: CORTÉS  
 Segundo apellido: CHÁVEZ  
 Nacionalidad: MEXICANA  
 Teléfono (lada, número, extensión):  
 (55) 56 22 63 29  
 Correo electrónico <sup>(opcional)</sup>

## Personas morales

RFC <sup>(obligatorio)</sup>  
 Denominación o razón social:  
 Nacionalidad:  
 Teléfono (lada, número, extensión):  
 Correo electrónico <sup>(opcional)</sup>

## Domicilio del solicitante o inventor o diseñador

Código postal: 05600  
 Calle: CARRETERA SAN MATEO  
(Ejemplo: Avenida Insurgentes Sur, No. 1000, Colonia Jardines del Bosque, Delegación Benito Juárez, Ciudad de México)  
 Número exterior: 11  
 Colonia: SAN MATEO TLALTENANGO  
(Ejemplo: Colonia de San Mateo Atlaltenango, Delegación Cuajimalpa)  
 Municipio o demarcación territorial: CUAJIMALPA  
 Entidad Federativa: CIUDAD DE MEXICO  
 País: MEXICO

Número interior:  
 Localidad: CUAJIMALPA  
 Entre calles <sup>(opcional)</sup>  
 Calle posterior <sup>(opcional)</sup>

## Datos generales del solicitante o inventor o diseñador

Datos generales del solicitante

Datos generales del inventor o diseñador

## Personas físicas

CURP <sup>(obligatorio)</sup>  
 Nombre(s):  
 Primer apellido:  
 Segundo apellido:  
 Nacionalidad:  
 Teléfono (lada, número, extensión):  
 Correo electrónico <sup>(opcional)</sup>

## Personas morales

RFC <sup>(obligatorio)</sup>  
 Denominación o razón social:  
 Nacionalidad:  
 Teléfono (lada, número, extensión):  
 Correo electrónico <sup>(opcional)</sup>

## Domicilio del solicitante o inventor o diseñador

Código postal:  
 Calle:  
(Ejemplo: Avenida Insurgentes Sur, No. 1000, Colonia Jardines del Bosque, Delegación Benito Juárez, Ciudad de México)  
 Número exterior:  
 Colonia:  
(Ejemplo: Colonia de San Mateo Atlaltenango, Delegación Cuajimalpa)  
 Municipio o demarcación territorial:  
 Entidad Federativa:  
 País:

Número interior:  
 Localidad:  
 Entre calles <sup>(opcional)</sup>  
 Calle posterior <sup>(opcional)</sup>

Instituto Mexicano de la Propiedad Industrial

Hoja adicional complementaria "Datos generales del o de los apoderados" /  
 "Autorizados para oír y recibir notificaciones"  
 Únicamente para trámites ante la Dirección Divisoria de Patentes  
 (Use esta hoja para adicionar apoderados y / o autorizados para oír y recibir notificaciones)

Datos generales del apoderado o autorizado para oír y recibir notificaciones

MARCA CON UNA O MÁS CLASES

Datos generales del apoderado



Datos generales del autorizado para oír y recibir notificaciones

CURP (obligatorio)  
 Nombre(s): ROCÍO  
 Primer apellido: JUÁREZ  
 Segundo apellido: VAZQUEZ

Registro General de Poderes (opcional)  
 RFC (obligatorio)  
 Teléfono (lada, número, extensión): (55) 56 22 63 29  
 Correo electrónico (opcional)

Datos generales del apoderado o autorizado para oír y recibir notificaciones

MARCA CON UNA O MÁS CLASES

Datos generales del apoderado



Datos generales del autorizado para oír y recibir notificaciones

CURP (obligatorio)  
 Nombre(s): ANACLARA  
 Primer apellido: ALVARADO  
 Segundo apellido: DE LA CUESTA

Registro General de Poderes (opcional)  
 RFC (obligatorio)  
 Teléfono (lada, número, extensión): (55) 56 22 63 29  
 Correo electrónico (opcional)

Datos generales del apoderado o autorizado para oír y recibir notificaciones

MARCA CON UNA O MÁS CLASES

Datos generales del apoderado



Datos generales del autorizado para oír y recibir notificaciones

CURP (obligatorio)  
 Nombre(s): URSULA ELIANA  
 Primer apellido: RUBIO  
 Segundo apellido: LICONA

Registro General de Poderes (opcional)  
 RFC (obligatorio)  
 Teléfono (lada, número, extensión): (55) 56 22 63 29  
 Correo electrónico (opcional)

Datos generales del apoderado o autorizado para oír y recibir notificaciones

MARCA CON UNA O MÁS CLASES

Datos generales del apoderado

Datos generales del autorizado para oír y recibir notificaciones

CURP (obligatorio)  
 Nombre(s):  
 Primer apellido:  
 Segundo apellido:

Registro General de Poderes (opcional)  
 RFC (obligatorio)  
 Teléfono (lada, número, extensión):  
 Correo electrónico (opcional)

Datos generales del apoderado o autorizado para oír y recibir notificaciones

MARCA CON UNA O MÁS CLASES

Datos generales del apoderado

Datos generales del autorizado para oír y recibir notificaciones

CURP (obligatorio)  
 Nombre(s):  
 Primer apellido:  
 Segundo apellido:

Registro General de Poderes (opcional)  
 RFC (obligatorio)  
 Teléfono (lada, número, extensión):  
 Correo electrónico (opcional)

Datos generales del apoderado o autorizado para oír y recibir notificaciones

MARCA CON UNA O MÁS CLASES

Datos generales del apoderado

Datos generales del autorizado para oír y recibir notificaciones

CURP (obligatorio)  
 Nombre(s):  
 Primer apellido:  
 Segundo apellido:

Registro General de Poderes (opcional)  
 RFC (obligatorio)  
 Teléfono (lada, número, extensión):  
 Correo electrónico (opcional)