



---

Grado en Ingeniería de Tecnologías y Servicios de  
Telecomunicación

---

Trabajo de Fin de Grado

*Medida del nivel de saturación de oxígeno  
en sangre: desarrollo de un pulsioxímetro  
de bajo coste y comparativa con otros  
sistemas existentes*

---

**Alumno:** Jorge Alarcó Pérez

**Tutor:** Pedro Guerra Gutiérrez

**Ponente:** María Jesús Ledesma Carbayo

**Fecha:** 21 de julio de 2015

**Calificación:**

**Tribunal**

**Presidente:** Andrés de Santos Lleó

**Vocal:** José Manuel Riera Salís

**Secretaria:** María Jesús Ledesma Carbayo

**Suplente:** Juan Manuel Montero Martínez

**Título del Trabajo de Fin de Grado:** Medida del nivel de saturación de oxígeno en sangre: desarrollo de un pulsioxímetro de bajo coste y comparativa con otros sistemas existentes

**Nombre del alumno:** Jorge Alarcó Pérez

**Nombre del tutor:** Pedro Guerra Gutiérrez

**Nombre del ponente:** María Jesús Ledesma Carbayo

**Miembros del tribunal**

**Presidente:** Andrés de Santos Lleó

**Vocal:** José Manuel Riera Salís

**Secretaria:** María Jesús Ledesma Carbayo

**Suplente:** Juan Manuel Montero Martínez

**Fecha de lectura y defensa:** 21 de julio de 2015

**Calificación:**

## Resumen del trabajo

El presente trabajo trata sobre la implementación de un prototipo de pulsioxímetro, es decir, un dispositivo capaz de medir la saturación de oxígeno en sangre y el ritmo cardíaco. Aprovechando una serie de propiedades ópticas se aplicará una técnica no invasiva basada en la absorción diferencial de la luz emitida por dos LEDs y, posteriormente, transmitida por los componentes del tejido humano. La caracterización de las constantes vitales del paciente será posible gracias a la comparación de las respuestas correspondientes a las dos longitudes de onda empleadas realizada por un fotodetector. Además de estos elementos, el sistema estará formado por un circuito analógico de acondicionamiento de la señal, un microcontrolador Arduino y un módulo de visualización LCD.

El documento presentará la motivación que ha impulsado la elaboración de este proyecto, así como los conceptos fisiológicos y técnicos sobre los que se asienta el sistema y las fases de desarrollo que ha conllevado su implementación en un modelo real. Asimismo, se mencionarán las limitaciones del pulsioxímetro, los resultados de las mediciones experimentales y las posibles mejoras que podrían realizarse orientadas a la continuidad del diseño.

El aliciente principal del proyecto está relacionado con su coste de fabricación. El objetivo es diseñar un dispositivo asequible que garantice una precisión de cálculo similar al de otros sistemas presentes en el mercado actual. Por ello, se realizará una comparativa sobre la fiabilidad de las lecturas del dispositivo frente a las especificaciones de dichos productos, con precios más elevados y por tanto menos accesibles para los países en vías de desarrollo.

**Palabras clave:** electrónica, fotoplethysmografía, pulsioximetría, pulsioxímetro, saturación, oxígeno, spo2, corazón, pulsaciones, arduino, coste, luz, comparativa.

## Abstract

This work is about the implementation of a pulse oximeter prototype, a device capable of measuring the blood oxygen saturation and the heart rate. A non-invasive technique based on the differential absorption of the light emitted by two LEDs, and subsequently, transmitted by the components of the human tissue is applied. The calculation of the patient's vital signs will be allowed by using a photodetector to compare the wavelengths' response. In addition, the system will consist of an analog circuit, an Arduino microcontroller and a LCD display module.

The document sets out the motivation to develop this project as well as the physiological and technical principles applied to the elaboration of the system. In addition, it explains the phases of its implementation in a real model. Furthermore, it shows the pulse oximeter limitations, the results of experimental tests and the possible improvements to enhance the design.

The added value of the project is related to its manufacturing cost. The aim to meet is designing an affordable device that ensures a similar accuracy than other existing systems in the current market. Therefore, a comparison will be carried out between the reliability of the device's readings versus the specifications of these products, which are more expensive and, in consequence, prohibitive to developing countries.

**Keywords:** electronic, photoplethysmography, pulseoximetry, pulseoximeter, saturation, oxygen, spo2, heart, beats, arduino, cost, light, comparison.

## ***Agradecimientos***

*A Pedro, por haberme enseñado tanto y despertar mis inquietudes por esta vertiente.*

*A María Jesús, por haber gestionado el proyecto y darme la oportunidad de participar en él.*

*A Macarena, por haberme apoyado día tras día y confiar ciegamente en mí.*

*A mi familia, por hacerme creer que soy capaz de todo lo que me proponga.*

*A mis amigos, por todos los días compartidos en esta Escuela.*

## Índice de contenidos

1.	Introducción y objetivos .....	1
1.1.	Contextualización del entorno .....	1
1.2.	CISM - Centro de Investigación en Salud de Manhica.....	2
1.3.	Motivación y objetivos .....	3
2.	Bases fisiológicas .....	4
2.1.	Primera aproximación .....	4
2.2.	Hemoglobina .....	6
2.3.	Saturación de oxígeno en sangre .....	7
3.	Bases técnicas .....	9
3.1.	Presentación del sistema .....	10
3.2.	Absorción de la luz .....	11
3.3.	LEDs – Diodos emisores de luz .....	17
3.4.	Fotodetector .....	18
3.5.	Sonda de medida .....	19
3.6.	Limitaciones del dispositivo .....	20
4.	Desarrollo .....	31
4.1.	Emisores ópticos .....	31
4.2.	Receptor óptico.....	33
4.3.	Sonda de medida .....	35
4.4.	Circuito analógico.....	36
4.5.	Microcontrolador y pantalla LCD .....	38
4.6.	Código .....	40
5.	Resultados y conclusiones .....	43
5.1.	Modelo simulado y empírico del circuito analógico .....	43
5.2.	Comparativa con otros sistemas .....	45
5.3.	Conclusiones .....	46
6.	Trabajos futuros.....	46
7.	Bibliografía.....	48
8.	Anexos .....	50
8.1.	Costes de fabricación .....	50

## Índice de Gráficos

Gráfico 1.1 – Tasa de mortalidad en el área de estudio del CISM (Fundação Manhica, 2013) .....	1
Gráfico 1.2 – Principales Inversores del CISM (Fundação Manhica, 2013) .....	2
Gráfico 5.1 – Comparativa entre simulación e implementación práctica del filtro paso banda .....	44

## Índice de Imágenes

Imagen 2.1 – Sistema respiratorio (The Science Picture Company, s.f.) .....	4
Imagen 2.2 – Sistema circulatorio (The Science Picture Company, s.f.) .....	6
Imagen 3.1 – Diagrama genérico de las secciones que componen un pulsioxímetro .....	11
Imagen 3.2 – Ley de Beer-Lambert (Webster, 1997) .....	12
Imagen 3.3 – Espectro de absorción de la luz de la hemoglobina (Wikipedia, s.f.) .....	13
Imagen 3.4 – Espectro de absorción de la luz del tejido humano (Rotar, 2012) .....	13
Imagen 3.5 – Ley de Beer-Lambert aplicada a la pulsioximetría (Webster, 1997) .....	14
Imagen 3.6 – Luz absorbida por las diferentes capas contempladas en la medida del pulsioxímetro ( <a href="http://www.howequipmentworks.com">http://www.howequipmentworks.com</a> , s.f.) .....	15
Imagen 3.7 – Funcionamiento de un LED genérico (Wikipedia, s.f.) .....	17
Imagen 3.8 – Circuito equivalente de un fotodiodo genérico .....	18
Imagen 3.9 – Tipos de sonda de medida (Damianou, 1995) .....	19
Imagen 3.10 – Trayectoria de la luz a través del tejido: A la izquierda según la Ley de Beer-Lambert y a la derecha la situación real ( <a href="http://www.howequipmentworks.com">http://www.howequipmentworks.com</a> , s.f.) .....	20
Imagen 3.11 – Curva de calibración (Globdd, s.f.) .....	21
Imagen 3.12 – Comparación del coeficiente de extinción de la metahemoglobina (Creagh Brown, s.f.) ..	23
Imagen 3.13 – Ruido interno generado por un fotodiodo (Franco, 1988) .....	26
Imagen 3.14 – Solución planteado por Masimo Corporation ante los movimiento indeseados del paciente .....	29
Imagen 3.15 – Señales deseadas e indeseadas (Rotar, 2012) .....	31
Imagen 4.1 – Espectros de emisión de los LEDs del sistema (Vishay Intertechnology, Inc. Malvern, Pennsylvania, EEUU) .....	32
Imagen 4.2 – Tiempo de activación del LED rojo .....	32
Imagen 4.3 – Esquema de conexiones de los LEDs .....	33
Imagen 4.4 – Responsividad del fotodiodo (Texas Instruments, Dallas, Texas, EEUU) .....	33
Imagen 4.5 – Circuito equivalente del fotodiodo (Texas Instruments, Dallas, Texas, EEUU) .....	34
Imagen 4.6 – Sección transmisora de la sonda prototipo .....	35
Imagen 4.7 – Esquemático del circuito analógico de amplificación, filtrado y acondicionamiento de la señal .....	36
Imagen 4.8 – Filtro paso banda genérico .....	36
Imagen 4.9 – Layout del circuito analógico implementado .....	38
Imagen 4.10 – Pines del Arduino Pro Mini (Electronics Lovers, s.f.) .....	39
Imagen 4.11 – Layout de las conexiones entre el microcontrolador y la pantalla LCD .....	40
Imagen 4.12 – Diagrama explicativo del funcionamiento del código .....	40
Imagen 4.13 – Referencia de la señal (Kong, Qin, Yang, & Lin, 2014) .....	41
Imagen 5.1 – Simulación de la función de transferencia del filtro (Cursos referenciados al ancho de banda a -3 dB) .....	43
Imagen 5.2 – Señal a la salida del diodo .....	44

## Índice de Tablas

Tabla 2.1 – Tiempo de supervivencia de algunos órganos (Nunn, 2013) .....	9
Tabla 3.1 – Coeficientes de extinción de las hemoglobinas oxigenada y desoxigenada a las longitudes de onda de 660 y 940 nm (Ziljstra, Meeuwsen-van der Roest, & Buursma, 1991) .....	14
Tabla 3.2 – Coeficientes de extinción de las hemoglobinas adulta y fetal a las longitudes de onda de 660 y 940 nm (Mendelson & Kent, 1989).....	24
Tabla 5.1 – Comparativa del proyecto con sistemas existentes.....	45
Tabla 8.1 – Costes de fabricación del dispositivo .....	50

# 1. Introducción y objetivos

## 1.1. Contextualización del entorno

Actualmente, los países en vías de desarrollo poseen las tasas de mortalidad más elevadas a nivel mundial. Por ejemplo, según el informe anual de Unicef (Unicef, 2013) y el Banco Mundial (Banco Mundial, 2014) correspondiente al año 2013, Mozambique cuenta con una tasa de mortalidad de 475 muertos por cada 1.000 personas, es decir, 12 veces más que la de España. A su vez, ocupa el puesto número 21 a nivel internacional en cuanto al indicador de mortalidad infantil de este mismo año: con 87 muertos por cada 1.000 nacimientos en niños menores de cinco años, 62 muertos por cada 1.000 nacimientos en bebés menores de 1 año y 30 muertos por cada 1.000 nacimientos en la tasa de mortalidad neonatal (recién nacidos menores de 28 días).

Si tenemos en cuenta que la población del país oscila en torno a 25,9 millones de personas y que la esperanza de vida es de 50 años, podemos estimar que las cifras anteriores equivalen aproximadamente a unas 83.000 muertes anuales de niños menores de cinco años.

A su vez, la tasa de natalidad en 2013 es muy elevada, con valores de 1.005.000 nacimientos anuales y 5,2 hijos de media por cada mujer, lo que dificulta la situación actual del país reduciendo la cobertura de distribución de víveres y otros recursos primarios.

Mozambique es un país con un elevado índice de pobreza, de hecho, el 60% de la población vive con menos de 1,15 € al día (Unicef, 2013). El Producto Interior Bruto (PIB) es de 14.219.433.530 €, de los cuales un 6,79% se dedica al gasto tanto público como privado del sector sanitario. Dadas estas cifras, se dispone únicamente de 36,5 € per cápita anuales orientados a la salud del habitante.

Debido a las insalubres condiciones de habitabilidad, podemos encontrar un alto porcentaje de población enferma (tuberculosis, SIDA, neumonía...). Lo que supone una gran carga para el país y la saturación del número de personas que necesitan ser diagnosticadas e incluso, en algunos casos, hospitalizadas.

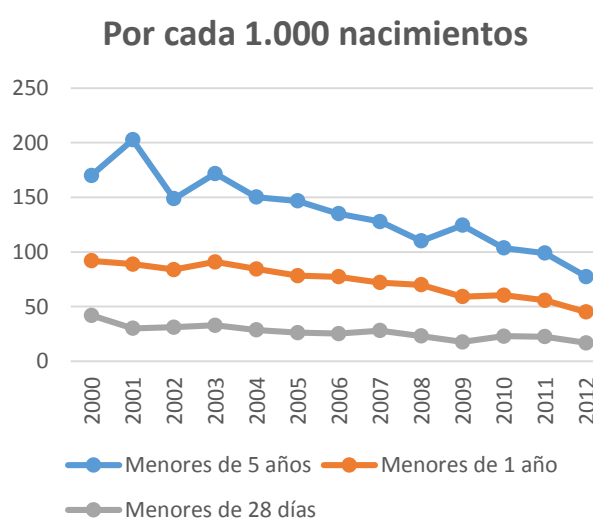


Gráfico 1.1 – Tasa de mortalidad en el área de estudio del CISM (Fundação Manhica, 2013)

Uno de los obstáculos que más dificulta la realización de tareas por parte del personal sanitario en este aspecto, y debido al limitado presupuesto del que se dispone, es la detección de síntomas relacionados con las infecciones respiratorias, siendo la neumonía una de ellas.

Esta enfermedad es la principal causa de mortalidad a nivel internacional en menores de cinco años, sobre todo en países subdesarrollados como Mozambique. “Consiste en la inflamación de los espacios alveolares de los pulmones y puede tratarse de una enfermedad grave si no se detecta a tiempo. Incluso puede llegar a ser mortal, especialmente entre personas de edad avanzada. En particular, los pacientes de SIDA pueden contraerla, lo cual se convierte en una



*situación más que probable en países subdesarrollados. Además, es altamente contagiosa, ya que el virus se disemina rápidamente en el aire; puede propagarse por medio de estornudos, tos y mucosidad. [...] Una persona que ha padecido neumonía puede quedar con secuelas de esta en su organismo por mucho tiempo, lo que la hace una enfermedad potencialmente contagiosa.”* (Wikipedia, s.f.)

## 1.2. CISM - Centro de Investigación en Salud de Manhica

Creado en 1996, se trata del primer centro de investigación biomédica de excelencia en Mozambique. El Centro ha desarrollado sus actividades bajo la tutela de Manhica Foundation, una institución sin ánimo de lucro. Las actividades que desarrolla son guiadas por el programa de cooperación existente entre los Gobiernos mozambiqueño y español, además del apoyo del Hospital Clínic de Barcelona (Instituto de Salud Global de Barcelona, s.f.).

El CISM presta asistencia sanitaria a la comunidad, que se beneficia de la presencia de personal sanitario y de los avances de las investigaciones que se desarrollan en el Centro. También contribuye a fortalecer el capital humano del país, especialmente deficitario en el ámbito de la investigación. Para ello desarrolla programas de formación específicos dirigidos a investigadores mozambiqueños, que pueden promover y garantizar el esfuerzo continuado en la lucha contra las enfermedades que generan la presente pobreza de su propio país.

El Centro está situado en Manhica, una zona rural en contacto directo con los problemas de salud que afectan a la población, y que son representativos del resto de África. Se contemplan unos 327 trabajadores, la mayoría locales (Fundação Manhica, 2013).

El CISM desarrolla investigación biomédica de las enfermedades causantes del mayor número de muertes en los países subdesarrollados, tomando como escenario prioritario Mozambique y otras zonas subsaharianas de África. Estas enfermedades incluyen la malaria, VIH/SIDA, tuberculosis, infecciones respiratorias, enfermedades diarreicas así como problemas de salud materno-infantil y reproductiva que suponen un lastre importante para el desarrollo del país.

También desempeña estudios demográficos con el objetivo de obtener indicadores que permitan medir el impacto de las acciones del Centro, monitorizar las tendencias de la población y elaborar mapas de distribución de las enfermedades de la zona de estudio. El área cubierta por esta sección es de aproximadamente 500 km<sup>2</sup>, lo que se traduce en 95.000 habitantes de 20.000 hogares. El próximo objetivo de la unidad es extender su cobertura a 160.000 personas (Fundação Manhica, 2013).

Los estudios son realizados a través de tecnologías GPS para identificar las viviendas y mediante soluciones biométricas móviles con el fin de automatizar los procesos de recolección y actualización de datos referentes a la población.

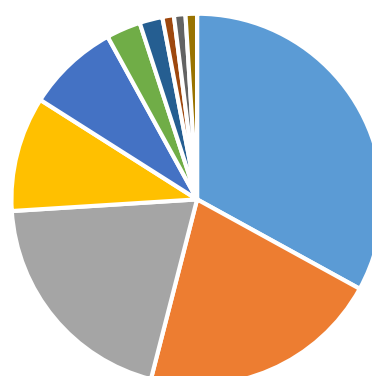


Gráfico 1.2 – Principales Inversores del CISM  
(Fundação Manhica, 2013)

Toda esta investigación desempeña un rol clave en la actualización de las políticas de salud a nivel nacional e internacional. El CISM ha participado recientemente en proyectos de gran repercusión tales como la introducción de las vacunas contra la malaria, el papiloma humano (VPH) y el neumococo.

Adicionalmente a las tareas anteriores, ha trabajado durante años en la creación de programas para la erradicación de la neumonía, donde la recolección de datos epidemiológicos es necesaria para mantener la actualización de las políticas de sanidad mundiales mencionadas anteriormente. Esta información es utilizada para caracterizar los posibles brotes de enfermedades bacterianas invasivas del país y para el desarrollo de herramientas esenciales para la prevención, como son las vacunas.

### 1.3. Motivación y objetivos

Uno de los causantes más comunes de la neumonía infantil en este tipo de entornos es la bacteria *Haemophilus Influenzae* Tipo B (Hib). Según el informe anual de Unicef del 2013, el 50% de los niños mozambiqueños menores de cinco años padecen síntomas de neumonía (tos crónica o dificultad para respirar por problemas en el pecho) y el 12% reciben tratamiento antibiótico a causa de dicha enfermedad.

Entre los años 2011 a 2013, las actividades del CISM en este campo han sido focalizadas en la evaluación del impacto del Hib, midiendo su alcance y la eficacia de la vacuna contra dicha bacteria.

Ante la complejidad de la situación presentada, el número de niños menores de cinco años con posibles síntomas de neumonía que deben ser atendidos urgentemente es abrumador, y el personal sanitario no es capaz de satisfacer dicha demanda. Concretamente, se contempla una tasa de 0,4 médicos/as y de 4,1 enfermeros/as por cada 10.000 habitantes (Unicef, 2013). Los procesos de monitorización requieren un elevado tiempo de procesamiento para realizar un diagnóstico fiable y el presupuesto anual del que dispone la clínica es notablemente limitado [4.121.627 € en el año 2013 (Fundação Manhica, 2013)].

La saturación de oxígeno en sangre (SpO<sub>2</sub>) es uno de los cinco indicadores vitales más importantes para monitorizar el estado de un paciente. El fallo en la entrega de oxígeno al corazón o el cerebro puede acabar suponiendo la muerte, por lo que es una constante que puede ser de gran utilidad para prevenir enfermedades como la neumonía, o incluso de diagnosticarlas con el tiempo suficiente como para iniciar un tratamiento.

Queda patente que el diseño de una tecnología a bajo coste, capaz de analizar el nivel de SpO<sub>2</sub> del paciente de una manera rápida y fiable es un gran aliciente para la mejora de la situación del sector de la sanidad en los países en vías de desarrollo. Esta solución nos permitirá diagnosticar a más pacientes en un intervalo de tiempo menor al actual. No obstante, la adquisición de dispositivos que cumplan los requisitos anteriores no resulta barata, ya que un pulsioxímetro con unas prestaciones lo suficientemente adecuadas para el uso clínico oscila entre los 180 € y los 220 € en el mercado actual.

Para facilitar las condiciones de adaptabilidad del dispositivo, es necesario establecer un precio acorde con las condiciones económicas de Mozambique. Teniendo en cuenta el PIB y el dinero destinado a la salud del paciente comentados anteriormente, el coste de fabricación debe ser reducido. Además, añadiendo los gastos referentes a la importación, este coste se incrementará considerablemente, elevando el precio final del producto. Tras la elaboración del proyecto y

valorando las limitaciones impuestas por el contexto situacional, establecemos unos costes finales de fabricación de 12,61 € (más información en el apartado 8.1).

A raíz de este hecho, se prevendrán enfermedades respiratorias con mayor eficacia o, en su defecto, incrementarán las probabilidades de iniciar un tratamiento a tiempo. De esta manera se podrá apoyar la erradicación de bacterias que amenazan a la población constantemente, como es el caso del Hib en los niños menores de cinco años. Como consecuencia, se pretende disminuir las tasas de mortalidad infantil provocadas por las infecciones respiratorias.

Según el informe del 2013 (Fundação Manhiça, 2013), entre las consultas realizadas a menores de cinco años en el propio Centro y las llevadas a cabo en las viviendas situadas en el área de cobertura de estudio, el total de diagnósticos fue de 85.839 en ese año. Si tenemos en cuenta que, estadísticamente, la mitad de pacientes padecen síntomas de enfermedades respiratorias<sup>1</sup>, podemos determinar que anualmente se precisarán 42.920 análisis, es decir, 118 mediciones al día. Debemos mencionar que se trata de instrumentación médica reutilizable, por lo que un solo pulsioxímetro nos permitirá diagnosticar a un amplio número de pacientes.

Para evitar elevados tiempos de espera, estimamos un instrumento de medida por cada 10 personas, lo que resulta en la adquisición de 12 unidades para el próximo año. Dado el presupuesto anual del que se dispone en el Centro, se puede considerar que dicha cifra cumple las condiciones de viabilidad necesarias para la implantación de, al menos, este conjunto de dispositivos de medida.

## 2. Bases fisiológicas

El siguiente apartado expondrá los principios fisiológicos sobre los que se asienta la pulsioximetría. Es esencial comprender el papel del oxígeno en el cuerpo humano para poder ser conscientes del funcionamiento, limitaciones y ventajas del dispositivo de lectura. Para ser rigurosos, esta sección precederá al capítulo que describe los principios técnicos.

### 2.1. Primera aproximación

El oxígeno es un elemento crucial para el funcionamiento de las células que componen nuestro organismo y, por lo tanto, para el funcionamiento general del mismo. Una breve interrupción en el suministro de oxígeno en una determinada área, perjudicará al conjunto celular que la compone. Si dicho suceso se prolonga en el tiempo puede llegar a provocar lesiones aún más graves o incluso podría provocar la muerte del individuo. La detección de los niveles reducidos de oxígeno en sangre es un indicador clave para identificar a los pacientes que requieren una intervención inmediata.

El trayecto que recorre el oxígeno que respiramos comienza cuando el aire inhalado se introduce en nuestro organismo a través de la cavidad nasal. Posteriormente, este atravesará la faringe y la laringe, con el fin de llegar a la tráquea. Esta se bifurca en dos conductos tubulares fibrocartilaginosos llamados

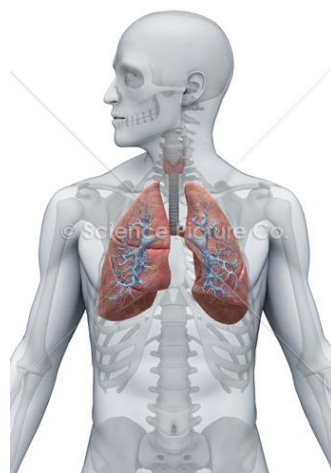


Imagen 2.1 – Sistema respiratorio (The Science Picture Company, s.f.)

---

<sup>1</sup> El 50% de los niños mozambiqueños menores de cinco años padecen síntomas de neumonía (tos crónica o dificultad para respirar por problemas en el pecho). (Unicef, 2013)

bronquios, que suponen el acceso a los pulmones. Cada uno de ellos se subdivide en órganos más pequeños conocidos como bronquiolos, que a su vez se ramifican en varios divertículos terminales llamados alvéolos pulmonares.

Es aquí donde se produce el intercambio gaseoso entre el aire inspirado y la sangre del individuo, fijando pasivamente moléculas de oxígeno y eliminando las de dióxido de carbono. Cabe destacar que estas últimas son desechos resultantes del metabolismo celular.

La entrega del oxígeno a las células se realiza gracias a los sistemas respiratorio y circulatorio de nuestro cuerpo a partir de una serie de procesos que se describen a continuación.

### 2.1.1. Ventilación

Es el primer paso del ciclo de vida del oxígeno. Se trata de un mecanismo involuntario, rítmico y cíclico por el que el aparato respiratorio es capaz de desplazar volúmenes de aire desde la atmósfera a los pulmones y viceversa con el objetivo de provocar el intercambio gaseoso que hemos definido anteriormente.

Las neuronas respiratorias situadas en el tallo cerebral crearán un impulso que generará una respuesta en las neuronas motoras de la médula espinal. La excitación provocada por estas últimas causará una contracción del diafragma, los pectorales y los músculos intercostales.

La acción anterior desencadenará las etapas que componen la ventilación:

1. **Inspiración:** El diafragma se contrae y desciende mientras que los músculos intercostales y los pectorales amplían el volumen de la caja torácica. Por lo tanto, la presión en los pulmones se verá reducida creando un diferencial entre el interior y el exterior del cuerpo, que provocará la introducción del oxígeno. Esto es debido a que la presión atmosférica es superior a la generada en los pulmones.
2. **Espiración:** Las neuronas respiratorias inhiben cíclicamente a las motoras encargadas de la contracción. Debido a esto los músculos se relajan, disminuyendo el volumen de la caja torácica y elevando el diafragma. La presión de los pulmones obtiene valores superiores a la presión atmosférica y por tanto el aire es expulsado de la caja torácica.

El sistema respiratorio se puede considerar un sistema de control de lazo cerrado, ya que posee un grupo de componentes que regula su propia conducta. La señal de salida de las neuronas respiratorias es modulada por los quimiorreceptores y mecanorreceptores.

Se tratan de receptores sensoriales sensibles a diferentes tipos de estímulos: los primeros están relacionados con el nivel del oxígeno y del dióxido de carbono en sangre, mientras que los segundos proveen información sobre aspectos mecánicos de la respiración (como el nivel de expansión de los músculos). Las señales que envían son analizadas por las neuronas del tallo cerebral para regular la frecuencia y profundidad de la ventilación.

La conjunción de todas estas actividades permite regular el intercambio gaseoso entre el ambiente exterior y la sangre del individuo.

### 2.1.2. Difusión a la sangre

Cuando la sangre oxigenada ha circulado por todo el cuerpo, vuelve a llegar a los pulmones a través de los capilares con el fin de absorber el nuevo oxígeno y depositar el dióxido de carbono que ha ido recolectando a lo largo del sistema circulatorio. El proceso por el que ocurre este

intercambio de gases es conocido como difusión, y como hemos dicho tiene lugar en el alvéolo pulmonar.

El fenómeno es provocado porque en este órgano la presión del oxígeno es superior a la de la sangre, mientras que la del dióxido de carbono es inferior, generando un gradiente de presión. El volumen de gas intercambiado viene determinado por la siguiente expresión:

$$V = \frac{T \times \Delta P}{L} \times D$$

Siendo V el volumen de gas intercambiado,  $\Delta P$  el gradiente de la presión, T la temperatura absoluta, L la longitud del recorrido y D el coeficiente de difusión para un material específico.

Medir la longitud del recorrido no sería realista debido a las pequeñas dimensiones de este parámetro. Por ello, se define una capacidad de difusión del pulmón (DL) permitiéndonos determinar la eficiencia del proceso de respiración (Ruch, Patton, & Howell, 1973).

$$D_L = \frac{V}{\Delta P}$$

En resumen, las venas pulmonares llevan la sangre hasta los vasos sanguíneos más pequeños, lugar donde la hemoglobina de las células o glóbulos rojos libera dióxido de carbono y recoge oxígeno como parte del intercambio gaseoso de la respiración.

### 2.1.3. Procesos posteriores

El sistema circulatorio es la herramienta que permite dotar de oxígeno a las células del cuerpo humano. Una vez el oxígeno ha llegado a la sangre a través de los pulmones, esta es transportada al corazón.

Por lo tanto, el corazón bombea la sangre a través de la arteria aorta y sus ramas arteriales hasta el sistema capilar. El proceso de difusión ocurre a una distancia de 1 mm, por lo que el oxígeno no es intercambiado con los tejidos del cuerpo hasta que se recorran previamente los capilares más estrechos, que permiten llegar a todas las células del organismo.

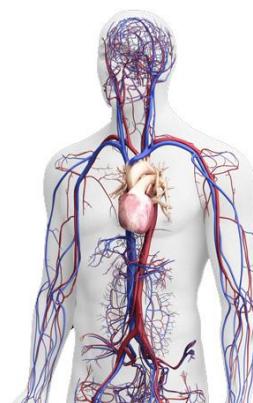
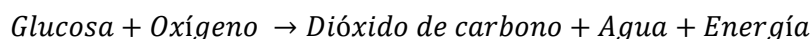


Imagen 2.2 – Sistema circulatorio (The Science Picture Company, s.f.)

El propósito último es aportar oxígeno con el que obtener energía, proceso descrito en el ciclo de Krebs. De manera resumida, podemos definir este proceso como (Webster, 1997):



La sangre, desprovista de oxígeno y cargada de dióxido de carbono, desemboca en las venas para ser transportada hacia el corazón, donde volverá a comenzar el proceso de oxigenación. Para ello será bombeada hacia los pulmones a través de su ventrículo derecho, ramificándose este en arteriolas que a su vez se subdividen en capilares. Es aquí donde, de nuevo, se produce el intercambio gaseoso entre los alvéolos pulmonares y los capilares que anteriormente hemos descrito.

## 2.2. Hemoglobina

Se trata de una heteroproteína contenida en los glóbulos rojos de la sangre. Cada glóbulo rojo contiene aproximadamente 265 millones de moléculas de hemoglobina (Curtis & Barnes, 1979).

La función de dicho componente es la de transportar el oxígeno recolectado desde los órganos respiratorios hasta los tejidos y el dióxido carbono desde este mismo punto hasta los pulmones, que se encargarán de eliminarlo. Además, desempeña un papel fundamental en la regulación del pH en la sangre.

Los gases no poseen grandes propiedades relacionadas con la solubilidad en un medio como la sangre, el cuál es en su mayor parte agua. Por ello, el cuerpo necesita un método de transporte efectivo de oxígeno, que gracias a la hemoglobina es 65 veces más eficiente que la mera distribución por disolución simple (Webster, 1997). La combinación química de las moléculas de oxígeno con la hemoglobina, es la responsable de más del 98% del oxígeno transportado por la sangre cuando sale de los pulmones. La cantidad de oxígeno restante se encuentra disuelta en el plasma sanguíneo.

Además, es importante tener en cuenta la presencia de dishemoglobinas en la sangre, como son la carboxihemoglobina y la metahemoglobina (Kamat, 2002). Estas son otro tipo de hemoglobinas, las cuales no proveen oxígeno a los tejidos del cuerpo. Posteriormente, este será uno de los factores limitantes que deberemos tener en cuenta para justificar la precisión y margen de error del dispositivo de medida que se pretende desarrollar.

La hemoglobina es un pigmento respiratorio, por lo tanto su color depende de la cantidad de oxígeno contenido. La hemoglobina oxigenada es de un color rojo brillante, mientras que la desoxigenada es púrpura. Debido a este hecho, podemos determinar que este componente absorbe la luz de manera diferencial a distintas longitudes de onda.

Por lo tanto, la intensidad de absorción a una longitud de onda puede ser empleada para determinar la concentración del pigmento en la sangre. Es decir, el espectro de absorción de la hemoglobina, como de cualquier otro pigmento respiratorio, varía en función de la cantidad de oxígeno contenido.

A raíz de este principio, podremos calcular el nivel de saturación de oxígeno en sangre a partir de las diferencias de absorción de la luz a distintas longitudes de onda.

### 2.3. Saturación de oxígeno en sangre

La saturación de oxígeno en sangre ( $SaO_2$ ) es el parámetro que se utiliza para expresar la cantidad de hemoglobina oxigenada ( $HbO_2$ ) respecto a la total ( $HbO_2 + Hb$ ) que hay presente en el cuerpo de un ser vivo. En otras palabras, describe el grado de capacidad de transporte de oxígeno en sangre.

De una manera más precisa: si únicamente tenemos en cuenta las *hemoglobinas funcionales*, es decir, las que son capaces de transportar oxígeno entre los capilares pulmonares y el resto del cuerpo, podemos expresar este concepto en función de las hemoglobinas oxigenada y desoxigenada.

$$SaO_2 = \frac{HbO_2}{HbO_2 + Hb} = \frac{c_{HbO_2}}{c_{HbO_2} + c_{Hb}}$$

$$SaO_2(\%) = \frac{HbO_2}{HbO_2 + Hb} \times 100\% = \frac{c_{HbO_2}}{c_{HbO_2} + c_{Hb}} \times 100\%$$

Concretamente, la formulación anterior corresponde a la definición de la saturación de oxígeno arterial ( $SaO_2$ ), siendo  $HbO_2$  la hemoglobina oxigenada y  $Hb$  la hemoglobina desoxigenada.

Podemos observar que dicho concepto se puede expresar también en función de la concentración  $c$  de los componentes.

Esta lectura se realiza sobre las arterias y arteriolas del cuerpo, ya que la cantidad de sangre que la atraviesa varía en función de la pulsación cardíaca. En cambio, en las venas y los tejidos no se da este hecho, lo que supondrá una ventaja para la ejecución de nuestro diagnóstico. Profundizaremos en este concepto en la sección *Bases Técnicas*. Cuando realizamos una medida de la saturación de oxígeno arterial en una zona periférica del cuerpo del paciente (como los dedos de las manos y de los pies, la oreja o la nariz) es cuando podemos hablar de *saturación de oxígeno capilar periférica*, denominada  $SpO_2$ .

Antes de continuar, es importante explicar dos conceptos que nos serán claves para poder comprender los fundamentos sobre los que se basa esta medida de oxígeno.

*“La hipoxemia es una disminución anormal de la presión parcial de oxígeno en sangre arterial por debajo de 80 mmHg. No debe confundirse con hipoxia, una disminución de la difusión de oxígeno en los tejidos y en la célula.”* (Wikipedia, s.f.)

En cambio:

*“La hipoxia es un estado de deficiencia de oxígeno en la sangre, células y tejidos del organismo, con compromiso de la función de los mismos. Esta deficiencia de oxígeno puede ser debida a muchas causas, como el tabaquismo, la inhalación de gases o la exposición a grandes alturas (mal de montaña).”*

*La vía que debe seguir el oxígeno hasta llegar a las células es larga, y en consecuencia, son varias las posibilidades de que no pueda ser adecuadamente aprovechado. Es en estos casos donde se puede hablar de hipoxia.”* (Wikipedia, s.f.)

Por tanto, se debe destacar que cuando se realiza una medida de  $SpO_2$ , estamos monitorizando los parámetros relacionados con la hipoxemia y no con la hipoxia, siendo esta última la que nos informa de las situaciones de riesgo donde los tejidos celulares pueden sufrir daños irreversibles. Entonces, ¿cómo podemos determinar los niveles bajos de oxigenación de los tejidos? En sentido estricto, el  $SpO_2$  no es un parámetro que lo permita, pero podemos aprovecharlo como una advertencia relacionada. Gracias a ello seremos capaces de anticipar un tratamiento contra las potenciales situaciones de riesgo a las que se puede ver sometido un paciente de hipoxia.

Es importante destacar, que el hecho de saber que el  $SpO_2$  no identifica la causa del problema no debe considerarse una desventaja, sino que nos anima a enfocar este diagnóstico como una variable más de monitorización global del cuerpo humano.

También se puede contar con otros indicadores de hipoxemia, como el nivel de presión en la sangre o el pulso cardíaco. Son parámetros que se ven reducidos ante la falta de oxígeno, pero que conllevan un retardo que puede ser determinante en situaciones críticas. En cambio, los capilares reflejan las variaciones de este parámetro con una fidelidad mucho mayor a la de otros indicadores. Gracias a la pulsioximetría, podemos aprovechar esta característica para monitorizar al paciente de una manera constante<sup>2</sup> y no invasiva.

---

<sup>2</sup> Se debe tener en cuenta que entre la detección de la disminución de  $SpO_2$  y la causa asociada también existe un retardo. Solo que al ser menor que en otras opciones, es el mejor método a emplear para una monitorización continua.



Lo más habitual es utilizar la sonda de medida sobre el dedo del paciente, ya que es ahí donde las variaciones del flujo sanguíneo suceden antes que en la mayoría de órganos vitales. La realización de diagnósticos en otras partes del cuerpo como las orejas, la nariz o la frente repercutirán en la precisión de las lecturas, con una respuesta más lenta y por tanto menos fiable (más información en la sección *Limitaciones del dispositivo*).

Para ser conscientes de la importancia del proceso de oxigenación en el cuerpo humano, la tabla que encontramos a continuación detalla el tiempo que tarda en provocarse daño celular en el organismo tras la pérdida total de oxígeno.

Órgano	Tiempo
Corteza cerebral	< 1 minuto
Corazón	5 minutos
Hígado / Riñón	10 minutos
Músculo esquelético	2 horas

*Tabla 2.1 – Tiempo de supervivencia de algunos órganos (Nunn, 2013)*

Los valores normales sobre los que oscila este parámetro son en torno a 95 y 100 %. Con saturaciones por debajo del 95% se debe realizar un tratamiento inmediato del paciente junto con una monitorización de la respuesta. A niveles inferiores al 90% se califica al individuo de enfermo grave, debiéndole aplicar oxigenoterapia, tratamiento y traslado al hospital.

Con medidas por debajo del 80% es necesario valorar la intubación y la ventilación mecánica. El proceso fisiológico de mantener activas las funciones celulares a través del oxígeno se basa en un sistema de control muy complejo y delicado, que si es alterado, puede desestabilizarse dejando de proveer la cantidad de oxígeno que el cuerpo realmente demanda. Es aquí donde la falta de oxígeno puede causar daños irreversibles en el tejido celular de órganos de alta tasa metabólica, como son el corazón y el sistema nervioso central. En niños, los niveles preocupantes son algo más flexibles, suponiendo un riesgo las medidas inferiores al 92%.

### 3. Bases técnicas

El dispositivo que se va a diseñar y prototipar en el presente trabajo es un pulsioxímetro. El sistema sacará provecho de las propiedades fisiológicas que hemos presentado para estimar la frecuencia cardíaca y la saturación periférica a partir de las condiciones técnicas que procedemos a detallar.

Esta tecnología ha sufrido un gran progreso en los últimos tiempos, pero se trata de un concepto que comenzó a ser desarrollado hace ya más de treinta y cinco años. La idea de aprovechar la naturaleza pulsátil de la sangre arterial en la oximetría fue desarrollada en 1972 por *Takuo Aoyagi* durante su estancia en Japón, trabajando para *Nihon Rhodes Corporation* (Department of Anesthesia of University of San Francisco, 2007). El producto utilizaba un circuito analógico y unos cables de fibra óptica muy voluminosos. A su vez, otras compañías como *Minolta* comenzaron a lanzar productos de prestaciones similares (Severinghaus & Honda, 1987).

Posteriormente, un ingeniero eléctrico llamado William New decidió mejorar el dispositivo diseñado por *Minolta*. New, que además era anestesiólogo, fundó la empresa *Nellcor, Inc.* en 1981 junto a Jack Lloyd, Jim Corenman y Bob Smith. Consiguieron diseñar un microprocesador de unas dimensiones mucho más pequeñas, más barato y con una precisión suficiente para el uso clínico (Santamaria & Williams, 1994). A día de hoy, *Nellcor* es la empresa líder en el campo



de la pulsioximetría y podemos encontrar sus dispositivos de monitorización en la gran mayoría de hospitales de urgencias.

### 3.1. Presentación del sistema

Un pulsioxímetro es un dispositivo que emite luz a dos longitudes de onda diferentes a través de una sección de tejido, como el dedo o el lóbulo, y mide la señal transmitida al otro lado. Su funcionamiento está basado en tres principios esenciales, que nos permitirán desarrollar el sistema (Webster, 1997):

1. Las propiedades de absorción de luz de la hemoglobina oxigenada y desoxigenada a las dos longitudes de onda son diferentes. Para ser más precisos, el comportamiento de estos coeficientes es linealmente independiente, con la variación suficiente como para aportar una sensibilidad adecuada a nuestro dispositivo. El modelo asume que únicamente estas dos hemoglobinas son las que están presentes en nuestro flujo sanguíneo, lo que conllevará un margen de error en la precisión inherente a la pulsioximetría. Hablaremos de esta y más limitaciones del sistema en la sección *Limitaciones del dispositivo*.
2. A raíz del pulso cardíaco, la naturaleza de la sangre arterial genera una forma de la onda transmitida que nos permitirá identificar los efectos de absorción de las arterias y así poder diferenciarla de los de la sangre que fluye por las venas y por los tejidos, donde no se da este fenómeno. Es decir, a partir de la monitorización del valor pico-pico ( $V_{pp}$ ) de esta componente AC, la propia absorción de las venas y los tejidos no se tiene en cuenta para el cálculo de la medida realizada. Utilizando un cociente de estos dos efectos a longitudes de onda diferentes, es posible obtener una lectura sin requerir una calibración respecto a la absorción de la piel. Esta es una de las grandes ventajas que proporciona este dispositivo frente a los oxímetros tradicionales. Para poder realizar la medida debemos seleccionar un periodo de tiempo correspondiente a la frecuencia del pulso cardíaco.
3. Con la intensidad de luz suficiente, la dispersión de esta en la sangre iluminará una sección de la sangre arterial, permitiéndonos detectar la señal pulsátil de una manera precisa. Es cierto que esta dispersión sí necesita una calibración, que expondremos con mayor detalle posteriormente.

A continuación podemos encontrar un diagrama de bloques genérico con el objetivo de apoyar la descripción de las diferentes partes que componen el sistema. Se aprecian las interconexiones entre las diferentes secciones y una exposición inicial del trayecto que han de seguir las ondas y señales que nos permitirán realizar las lecturas de la saturación de oxígeno en sangre del paciente.

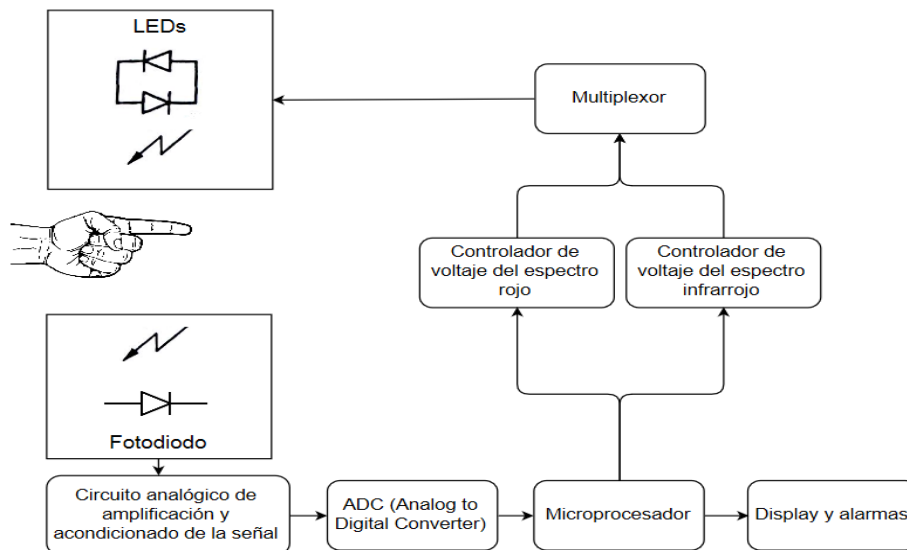


Imagen 3.1 – Diagrama genérico de las secciones que componen un pulsioxímetro

Las diferentes partes del sistema pueden ser clasificadas en tres grandes grupos: los LEDs (diodos emisores de luz) corresponderían al subsistema emisor, el fotodiodo y el circuito analógico pertenecerían al subsistema receptor y el resto de bloques serían los componentes del subsistema de control. Este último será el encargado del procesamiento digital de la señal, de la gestión de los elementos de visualización y de la activación de la emisión de los LEDs. Dicho aspecto es realmente importante; como el fotodiodo no es capaz de distinguir las dos longitudes de onda, será necesario emitirlas de manera alternada.

Para continuar, se comenzará explicando los principios teóricos de absorción de la luz que se aplican en el proyecto. Una vez detallada esta parte, se presentarán en profundidad los roles que ha de desempeñar cada uno de los bloques principales.

## 3.2. Absorción de la luz

Los aspectos correspondientes a la absorción de la luz son los fundamentos en los que se basa la comunicación entre los LEDs y el fotodiodo. Para poder comprender sus funciones es importante caracterizar físicamente el comportamiento de esta interfaz. Además, la mayoría de sus especificaciones técnicas serán justificadas a raíz de estos conceptos.

### 3.2.1. Ley de Beer-Lambert

*“La Ley de Beer-Lambert es una relación empírica que relaciona la intensidad de luz entrante en un medio uniforme con la intensidad saliente, después de que en dicho medio se produzca absorción.”* (Wikipedia, s.f.)

Si suponemos que una luz monocromática de intensidad  $I_0$  incide en un medio, una parte de esta luz será transmitida a través de él, mientras que la otra parte será absorbida. La intensidad de luz  $I$  que viaja a través del medio experimentará una atenuación exponencial dependiente de la distancia.

$$I = I_0 \times e^{-\epsilon(\lambda)cd}$$

Siendo  $\epsilon(\lambda)$  el coeficiente de absorción o de extinción del material [ $L \text{ mmol}^{-1} \text{ cm}^{-1}$ ] a una cierta longitud de onda,  $c$  la concentración constante de dicho material [ $\text{mmol L}^{-1}$ ] y  $d$  la longitud del trayecto óptico recorrido a través del medio. La expresión se basa en el principio que indica que la suma de las intensidades de las luces transmitida y absorbida es igual a la de la luz incidente. No tiene en cuenta procesos como la reflexión generada en la superficie del material o la dispersión de la luz en el medio.

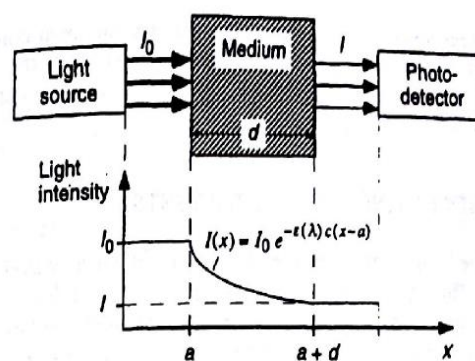


Imagen 3.2 – Ley de Beer-Lambert (Webster, 1997)

A raíz de este principio y aprovechando el escenario planteado en la Imagen 3.2, podemos definir otros dos parámetros que nos serán de gran utilidad para las explicaciones posteriores.

La *transmitancia lumínica* ( $T$ ) es la relación definida entre la luz emitida  $I$  y la luz incidente  $I_0$  :

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

A partir de este parámetro, la *absorbancia no dispersada* o *densidad óptica del medio* ( $A$ ) de este proceso se puede expresar como:

$$A = -\ln(T) = \epsilon(\lambda)cd$$

La Ley de Beer-Lambert también puede extenderse a una situación en la que nos encontremos más de un medio absorbente. La representación matemática de este sistema se basa en la superposición de los procesos individuales correspondientes. Por lo tanto, la absorbancia total ( $A_t$ ) de luz en un medio formado por  $n$  sustancias absorbentes será la suma de sus absorbancias independientes:

$$A_t = \epsilon_1(\lambda)c_1d_1 + \epsilon_2(\lambda)c_2d_2 + \dots + \epsilon_n(\lambda)c_nd_n = \sum_{i=1}^n \epsilon_i(\lambda)c_id_i$$

Por lo tanto, la Ley de Beer-Lambert nos permite determinar las concentraciones de las  $n$  sustancias que componen un medio homogéneo, cuando conocemos los respectivos coeficientes de extinción y la absorbancia de la luz es medida a  $n$  diferentes longitudes de onda.

### 3.2.2. Espectro de absorción

La sangre puede ser considerada como una composición de múltiples sustancias absorbentes. Aunque sea opaca ante la mayoría de longitudes de onda, se trata de un medio de propiedades muy interesantes en los espectros rojo e infrarrojo. En esta región, la diferencia entre los coeficientes de absorción de las hemoglobinas oxigenada ( $\text{HbO}_2$ ) y desoxigenada ( $\text{Hb}$ ) nos permitirá desarrollar el pulsioxímetro.

La Imagen 3.3 muestra la variabilidad de dichos parámetros en el rango de longitudes de onda comprendido entre los 600 nm y los 1000 nm. Los tejidos presentan una ventana de trabajo debido a que en dicho intervalo el resto de componentes del cuerpo humano, como por ejemplo el agua, poseen coeficientes de absorción muy inferiores a los de la hemoglobina (Imagen 3.4).

Aun así, debemos ser especialmente cautos con otras sustancias como son las dishemoglobinas. Estas formarán parte del grupo de absorbentes de la sangre con índices de absorción semejantes al de las otras hemoglobinas, pero entre sus funciones no se encuentra la de proveer oxígeno a los tejidos. Por lo tanto, no nos serán de utilidad para la determinación del nivel de saturación de oxígeno en sangre.

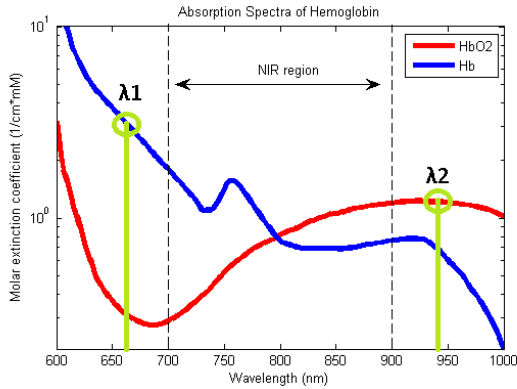


Imagen 3.3 – Espectro de absorción de la luz de la hemoglobina (Wikipedia, s.f.)

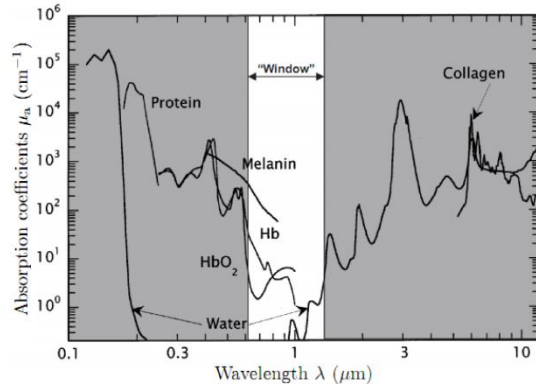


Imagen 3.4 – Espectro de absorción de la luz del tejido humano (Rotar, 2012)

Dentro del intervalo especificado, en el punto de 660 nm los coeficientes de extinción son muy diferentes, por lo que podemos sacar un gran provecho de dicha característica. Otro punto a favor para seleccionar esta longitud de onda es la pendiente, ya que comparado con otros rangos del parámetro, podemos determinar que es relativamente reducida en los valores próximos del espectro. Este hecho también afectará a la emisión de luz del propio LED, una pendiente muy pronunciada desembocará en ciertos errores relacionados con su emisión de luz (los comentaremos en su respectiva sección). El espectro de absorción de la hemoglobina oxigenada y desoxigenada es relativamente plano a las longitudes de onda de 660 y 940 nm.

Aunque propongamos esta opción para la selección de los LEDs, existen otras alternativas adecuadas: por ejemplo, las longitudes de onda de 735 y 890 nm son más precisas en la medición de bajos niveles de saturación de oxígeno en sangre, pero la propuesta de 660 y 940 nm es más eficaz a altos niveles de este indicador. (Mannheimer, Casciana, Fein, & Nierlich, 1997)

Basándonos en estos criterios, dada una señal roja (λ<sub>1</sub> = 660 nm) y otra infrarroja (λ<sub>2</sub> = 940 nm), los coeficientes de absorción de las hemoglobinas serán distintos. Es decir, la amplitud correspondiente a estas señales al atravesar el tejido humano será diferente, suponiendo que han sido emitidas con la misma intensidad. Para ser más precisos, el comportamiento de estos coeficientes es linealmente independiente, con la variación suficiente como para aportar una sensibilidad adecuada a nuestro dispositivo.

Sabiendo el valor de la intensidad emitida por los LEDs y midiendo la que alcanza a nuestro fotodetector, el sistema será capaz de determinar la cantidad de luz que ha sido absorbida y por tanto la concentración de las hemoglobinas de nuestra sangre. Estas variables nos permitirán hallar la saturación de oxígeno.

Los dos tipos de molécula, hemoglobina oxigenada y desoxigenada, absorben aproximadamente la misma cantidad de fotones en el espectro infrarrojo (IR), siendo más transparente la segunda; no obstante, en la región de espectro rojo, la hemoglobina desoxigenada tiene un coeficiente de absorción mucho mayor que la oxigenada. A los 805 nm podemos apreciar el denominado *punto isobéptico*, donde los coeficientes de absorción de ambas hemoglobinas coinciden.

De una manera más precisa, a continuación visualizamos el valor de estos coeficientes de extinción a las dos longitudes de onda expuestas.

Longitud de onda [nm]	Coeficiente de extinción [L mmol <sup>-1</sup> cm <sup>-1</sup> ]	
	Hb	HbO <sub>2</sub>
660	0,81	0,08
940	0,18	0,29

Tabla 3.1 – Coeficientes de extinción de las hemoglobinas oxigenada y desoxigenada a las longitudes de onda de 660 y 940 nm (Zijlstra, Meeuwse-van der Roest, & Buursma, 1991)

Recordando la expresión que definía esta saturación, podemos expresar las concentraciones de las dos hemoglobinas en función de este parámetro:

$$c_{HbO_2} = SaO_2 \times (c_{HbO_2} + c_{Hb})$$

$$c_{Hb} = (1 - SaO_2) \times (c_{HbO_2} + c_{Hb})$$

En conclusión, midiendo la relación en la variación de los coeficientes de absorción de las dos longitudes de onda especificadas durante un tiempo limitado, seremos capaces de inferir la cantidad de moléculas de hemoglobina que transportan oxígeno en nuestra sangre.

### 3.2.3. Aplicación de la Ley de Beer-Lorrent

Como hemos adelantado anteriormente, el recorrido que realiza la luz a través de nuestro dedo se enfrenta a una serie de medios absorbentes diferentes. Como factores primarios a este grupo en la región de emisión de los LEDs, debemos contar con la pigmentación de la piel, el hueso y la sangre arterial y venosa.

A diferencia de las venas, las arterias contienen más sangre durante la sístole (contracción del tejido muscular cardiaco) que durante la diástole (período en el que el corazón se relaja tras una contracción), ya que a raíz de este hecho su diámetro incrementa por la presión generada internamente. Durante la diástole el diámetro arterial será el más bajo posible, por lo tanto la absorbancia será mínima y la luz transmitida máxima. A partir de este criterio y aprovechando la ley de Beer-Lambert, podemos plantear la siguiente fórmula:

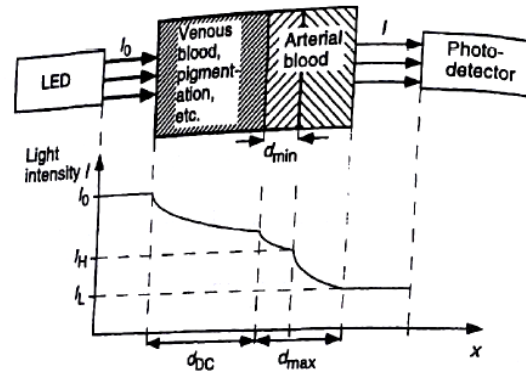


Imagen 3.5 – Ley de Beer-Lambert aplicada a la pulsioximetría (Webster, 1997)

$$I_H = I_o \times e^{-\epsilon_{DC}(\lambda)c_{DC}d_{DC}} \times e^{-[\epsilon_{Hb}(\lambda)c_{Hb} + \epsilon_{HbO_2}(\lambda)c_{HbO_2}]d_{min}}$$

Siendo  $I_H$  la intensidad de la luz recibida durante la diástole y DC el indicador colectivo de los componentes absorbentes atravesados a excepción de la sangre arterial no pulsátil.

En cambio, durante la sístole el trayecto óptico de los fotones aumenta y por tanto la absorción de luz será más acentuada, potenciada además por la mayor presencia de hemoglobina.

$$I_L = I_o \times e^{-\epsilon_{DC}(\lambda)c_{DC}d_{DC}} \times e^{-[\epsilon_{Hb}(\lambda)c_{Hb} + \epsilon_{HbO_2}(\lambda)c_{HbO_2}]d_{max}}$$

Siendo  $I_L$  la intensidad de la luz recibida durante la sístole.

A partir de las expresiones anteriores, podemos comprobar que la intensidad de luz en el receptor está determinada en base al trayecto óptico generado en ese momento. La diferencia de absorción de luz, y por tanto la diferencia de trayectos ópticos, durante los periodos de sístole y diástole nos permitirá derivar una expresión para la intensidad de luz recibida por el fotodiodo.

$$I = I_H \times e^{-[\epsilon_{Hb}(\lambda)c_{Hb} + \epsilon_{HbO_2}(\lambda)c_{HbO_2}] \Delta d}$$

Siendo  $I$  la intensidad de luz recibida por el fotodiodo y  $\Delta d$  la diferencia entre los trayectos ópticos arteriales máximo y mínimo, que es producida durante el periodo de una palpitación cardiaca.

Por el contrario, la cantidad de luz absorbida por el resto de sustancias absorbentes del medio (la pigmentación de la piel, el hueso, los tejidos y la sangre que fluye por las venas y por las vías arteriales no pulsátiles) será de valor constante y supondrá un 98% de la absorción total (el otro 2% corresponderá a la componente alterna).

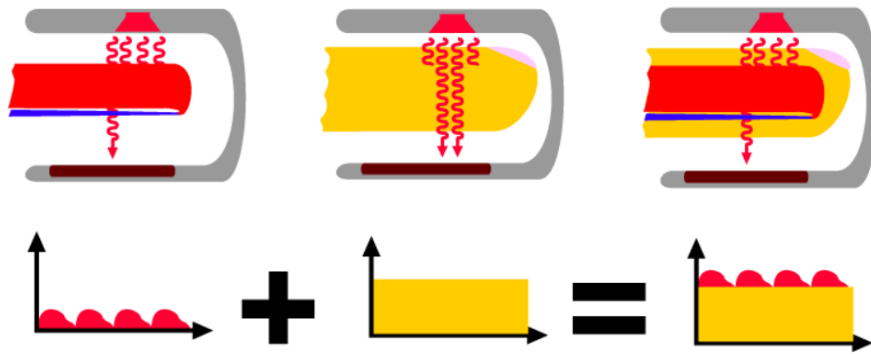


Imagen 3.6 – Luz absorbida por las diferentes capas contempladas en la medida del pulsioxímetro (<http://www.howequipmentworks.com>, s.f.)

Como nuestro propósito es comparar las intensidades de luz correspondientes a las dos longitudes de onda empleadas, antes debemos normalizarlas. Esto es debido a que los LEDs tienen un cierto comportamiento no lineal en algunas situaciones, al igual que el fotodetector o la absorbancia de los tejidos interpuestos entre ambos. Además, las características de las componentes en DC y la sensibilidad del fotodiodo varían de una manera muy abrupta en función del paciente al que se esté diagnosticando (Tarassenko & De Kock, 1991).

La normalización será realizada respecto a los valores máximos ( $I_H$ ) de las intensidades de luz transmitidas a las longitudes de onda  $\lambda_1$  y  $\lambda_2$ .

$$I_n = \frac{I}{I_H} = e^{-[\epsilon_{Hb}(\lambda)c_{Hb} + \epsilon_{HbO_2}(\lambda)c_{HbO_2}] \Delta d}$$

Siendo en este caso  $I_n$  la intensidad de luz transmitida normalizada.

Con este proceso conseguiremos que las intensidades de luz transmitidas sean independientes de las no linealidades a las que nos referíamos previamente. La componente AC de estas señales representará únicamente las variaciones experimentadas por la luz transmitida debido a la naturaleza pulsátil de la sangre que fluye por las arterias. Como podemos observar, estamos suponiendo que, idealmente, las únicas sustancias presentes en la sangre son la hemoglobina oxigenada y desoxigenada. Al igual que en apartados anteriores, este factor supondrá un error en la precisión de medida. Comentaremos este hecho en la sección *Limitaciones del dispositivo*.

### 3.2.4. Cálculo de la saturación de oxígeno en sangre

La saturación de oxígeno en sangre nos informa del porcentaje de hemoglobina que transporta oxígeno respecto a la total.

A diferencia de la formulación anterior, en este caso la luz incidente será sustituida por la luz transmitida durante la diástole. Gracias a este ajuste, las intensidades de luz correspondientes a las longitudes de onda podrán ser comparadas con el mismo orden de magnitud durante este periodo.

Calculando la absorbancia de la luz a partir del logaritmo de estas intensidades normalizadas, seremos capaces de caracterizar la respuesta que generan únicamente los componentes AC de estas variaciones en el trayecto óptico, es decir, la naturaleza pulsátil de la sangre que fluye por las arterias. Dicho de otra manera, la relación que pretendemos caracterizar es la siguiente:

$$R = \frac{A_{t,R}}{A_{t,IR}} = \frac{\ln(I_{L,R}/I_{H,R})}{\ln(I_{L,IR}/I_{H,IR})}$$

Siendo  $A_{t,R}$  la absorbancia total de la luz emitida por el LED de 660 nm y  $A_{t,IR}$  la generada por el LED correspondiente al espectro infrarrojo, 940 nm.

Si sustituimos en esta expresión la definición que hemos realizado previamente de la intensidad de luz normalizada obtenemos:

$$R = \frac{[\epsilon_{Hb}(\lambda_R)c_{Hb} + \epsilon_{HbO_2}(\lambda_R)c_{HbO_2}]\Delta d_R}{[\epsilon_{Hb}(\lambda_{IR})c_{Hb} + \epsilon_{HbO_2}(\lambda_{IR})c_{HbO_2}]\Delta d_{IR}}$$

Es más, si suponemos que los caminos ópticos recorridos por ambas longitudes de onda son iguales, la única variación que se podrá apreciar será la del diámetro de las arterias. Si aprovechamos las fórmulas que relacionaban la concentración de las hemoglobinas con la saturación de oxígeno arterial, podemos determinar la expresión que nos permitirá caracterizar a esta última:

$$R = \frac{\epsilon_{Hb}(\lambda_R) + [\epsilon_{HbO_2}(\lambda_R) - \epsilon_{Hb}(\lambda_R)]SaO_2}{\epsilon_{Hb}(\lambda_{IR}) + [\epsilon_{HbO_2}(\lambda_{IR}) - \epsilon_{Hb}(\lambda_{IR})]SaO_2}$$

Con esta formulación, la relación R no depende de la longitud de los caminos ópticos recorridos ni de las concentraciones correspondientes a las hemoglobinas funcionales, sino de la saturación de oxígeno en sangre (Tarassenko & De Kock, 1991).

Despejando el parámetro que nos interesa, obtenemos definitivamente la saturación de oxígeno arterial:

$$SaO_2 = \frac{\epsilon_{Hb}(\lambda_R) - \epsilon_{Hb}(\lambda_{IR}) \times R}{\epsilon_{Hb}(\lambda_R) - \epsilon_{HbO_2}(\lambda_R) + [[\epsilon_{HbO_2}(\lambda_{IR}) - \epsilon_{Hb}(\lambda_{IR})] \times R]} \times 100\%$$

Observando la expresión apreciamos que el parámetro queda definido en función de R. Es decir, la relación de absorbancias de la luz emitida a las dos longitudes de onda propuestas. Si dibujásemos la relación de estas dos variables obtendríamos la *curva de calibración*.

No obstante, esta gráfica es una idealización del escenario descrito, ya que hay ciertas irregularidades que no hemos asumido para el procedimiento desarrollado. La Ley de Beer-Lambert es cierta si se cumple una serie de criterios realmente estrictos y además no tiene en cuenta la dispersión de la luz en los tejidos, inherentes a la mayoría de longitudes de onda



(Moyle, 2002). Esta es la razón por la que el dispositivo necesita una curva de calibración empírica y diferente a la hallada teóricamente. Con ella podremos garantizar la ejecución de la medida de una manera precisa.

Este aspecto será detallado junto al resto de limitaciones presentes en nuestro equipo, que serán expuestas en la sección *Limitaciones del dispositivo*.

### 3.2.5. Efecto de los glóbulos rojos

Es importante recalcar que, durante la sístole, la variación de la absorción de luz no se debe únicamente al incremento del diámetro arterial. Si tuviésemos únicamente en cuenta la presión interna generada por el pulso cardíaco, la variación monitorizada sería mucho menor. La razón principal por la que se producen estas oscilaciones de absorción, es por la orientación de los glóbulos rojos contenidos en la sangre.

Estas células, también conocidas como *eritrocitos* tienen una forma de disco bicóncavo de entre 5 y 7,5  $\mu\text{m}$  de diámetro y 1  $\mu\text{m}$  de grosor (Wikipedia, s.f.). Durante la sístole, el diámetro mayor se posiciona perpendicularmente al flujo sanguíneo; mientras que durante la diástole queda orientado paralelamente. Por lo tanto, en el periodo de la sístole, el trayecto óptico se verá incrementado, presentando una mayor absorción de luz. Este hecho provocará las variaciones que visualizamos en la señal AC a procesar de nuestro sistema.

Como consecuencia de esta propiedad, podemos determinar que la absorbancia de la sangre varía dentro del pulso cardíaco y en función de la velocidad del flujo sanguíneo (Moyle, Pulse Oximeters, 1994).

## 3.3. LEDs – Diodos emisores de luz

Uno de los aspectos más importantes contemplados por la instrumentación electrónica médica actual es que los dispositivos resultantes sean fácilmente manipulables. A partir de este principio, centraremos nuestros esfuerzos en diseñar una sonda de medida sencilla y de pequeño tamaño. Para ello, necesitaremos una fuente de luz lo suficientemente potente como para que su haz de luz pueda atravesar aproximadamente un centímetro de grosor de tejido y que a su vez presente unas dimensiones muy reducidas. El diodo emisor de luz (LED) es un candidato perfecto para satisfacer estas condiciones; presenta un tamaño apropiado y unas características de conducción excelentes.

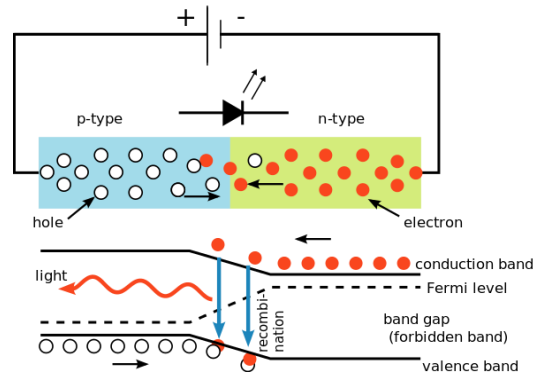


Imagen 3.7 – Funcionamiento de un LED genérico (Wikipedia, s.f.)

Este tipo de componentes existe aproximadamente para un rango de unos 700 nm en términos espectrales, cubriendo el rango rojo e infrarrojo. Por lo tanto, son muy adecuados para emitir en las longitudes de onda propuestas en el apartado 3.2, siendo estas de 660 y 940 nm. Al tratarse de una tecnología tan comercializada, cada uno de estos componentes supondrá un coste ínfimo para la elaboración del proyecto. Por lo tanto, representarán un gran aliciente para la implementación de dispositivos médicos en países subdesarrollados.

El funcionamiento básico de un LED se resume en el siguiente planteamiento: cuando un electrón situado en los materiales semiconductores del diodo pasa de la banda de conducción a la de valencia pierde energía. Dicha pérdida se manifiesta en forma de un fotón desprendido,



con una amplitud, una dirección y una fase aleatoria. Para poder realizar dicho cambio, ha debido pasar por la banda prohibida, es decir, la brecha energética de transición que se halla entre los dos estados mencionados y que depende del material de fabricación. A partir de este concepto podremos determinar la longitud de onda del espectro de emisión del LED.

$$E_g = \frac{h \times c}{\lambda} = h \times f$$

Siendo  $E_g$  la banda prohibida [eV],  $h$  la constante de Planck [Js],  $c$  la velocidad de la luz,  $\lambda$  la longitud de onda de emisión y  $f$  la frecuencia correspondiente.

No obstante, hay una cualidad muy importante a la que debemos prestar especial atención. A las longitudes de onda presentadas, el espectro de emisión debe ser lo más estrecho posible, con el fin de minimizar el error de la medida. La importancia de este parámetro reside en la gran dependencia que existe entre el comportamiento del sistema y las propiedades de absorción de la hemoglobina. La mayoría de LEDS del mercado tienen un ancho de banda espectral de entre 10 y 60 nm, siendo los de luz roja de unos 20 nm y los de infrarroja de aproximadamente 50 nm.

Aparte de este parámetro, es muy importante controlar la intensidad de luz emitida por el diodo, ya que supondrá la especificación clave para determinar el funcionamiento del pulsioxímetro. Profundizaremos más sobre estos conceptos técnicos en la sección *Desarrollo*.

### 3.4. Fotodetector

El rol del fotodetector se basa en recibir la luz emitida por los LEDs que ha atravesado el tejido humano. Siempre que esté polarizado en inversa y la energía del haz sea suficiente, este componente electrónico producirá una corriente linealmente proporcional a la intensidad de dicha luz incidente. Una vez generada, se deberá convertir a tensión (en nuestro caso a partir de un amplificador de transimpedancia) y ser acondicionada para su posterior procesamiento en el microcontrolador.

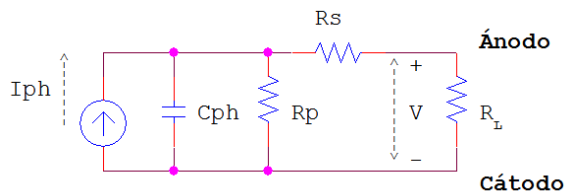


Imagen 3.8 – Circuito equivalente de un fotodiodo genérico

Cuando un fotón es absorbido por los materiales semiconductores que componen al fotodiodo se crea un par electrón-hueco (e-h). Los electrones se desplazarán desde la capa p hasta la n, en cambio, el segundo grupo se comportará de la manera inversa. Los pares e-h que no se generan en la zona de carga de espacio, no son acelerados por el fuerte campo allí existente y se suelen recombinar otra vez antes de alcanzar los terminales del fotodiodo. El resultado de estas acciones generará la corriente eléctrica a su salida. Este funcionamiento se encuentra regido por la siguiente expresión:

$$I = I_d \times \left( e^{\frac{qV}{kT}} - 1 \right) - I_p$$

Siendo  $I_d$  la corriente de oscuridad (determina la mínima luz detectable),  $q$  la carga eléctrica del electrón,  $V$  la tensión aplicada al diodo,  $k$  la constante de Boltzmann,  $T$  la temperatura absoluta e  $I_p$  la corriente en inversa de saturación.

Otro de los parámetros clave para determinar el comportamiento del fotodiodo es la *responsividad* [A/W]. Esta se trata de la cantidad de electrones que es capaz de generar en relación a los fotones recibidos, es decir, la cantidad de corriente entregada a la salida en función de la potencia óptica de luz incidente a la entrada.

$$\mathcal{R} = \frac{I_{ph}}{P_{opt-in}} = \eta \times \frac{q\lambda}{hc}$$

Siendo  $\eta$  la eficiencia del componente,  $\lambda$  la longitud de onda de la luz incidente,  $h$  la constante de Planck y  $c$  la velocidad de la luz. Como podemos apreciar, la responsividad depende de la longitud de onda a la que se opera, por lo que deberemos prestar especial atención al rango abarcado por el modelo seleccionado.

Los fotodiodos son unos dispositivos con una gran resistencia frente a las variaciones de temperatura, viéndose muy levemente afectada su respuesta. Además, contemplan una respuesta en torno a las décimas de microsegundo y un área fotoreceptiva de unas dimensiones suficientemente grandes para nuestra implementación. En definitiva, el fotodiodo es un gran candidato para su empleo en la pulsioximetría, prestando una relación calidad-precio mucho más atractiva que otras opciones como las fotocélulas, los fototransistores o los sensores de circuito integrado. Profundizaremos más sobre las prestaciones técnicas del fotodiodo en la sección *Desarrollo*.

### 3.5. Sonda de medida

El conjunto de los dos LEDs y el fotodiodo determinará la composición de la sonda de medida. La totalidad de estos dispositivos puede dividirse en dos grupos principales, los cuáles definen su modo de funcionamiento: por transmisión y por reflexión.

La actividad de los primeros se basa en la emisión de luz a través del tejido humano, permitiéndonos evaluar la atenuación de intensidad sufrida en función de la sangre presente en el recorrido. Por esta razón, el fotodetector debe recibir la mayor cantidad de luz posible; es recomendable situarlo muy cerca de la piel del paciente y alinearlos de manera muy precisa con los LEDs emisores para reducir el trayecto óptico comentado en la Ley de Beer-Lambert. Aun así, debemos evitar presionar la zona a medir para que no afecte a las lecturas realizadas.

Las sondas reflectoras, como su propio nombre indica, se caracterizan por medir la luz reflejada por el tejido. Este hecho ha significado un gran avance en la pulsioximetría, ya que permite realizar mediciones en muchas más partes del cuerpo que la otra vertiente debido al esquema en paralelo que presentan los LEDs emisores y el fotodiodo. No obstante, conlleva nuevas dificultades, siendo la principal necesidad desarrollar algoritmos mucho más complejos para su calibración.

El funcionamiento es equivalente a la sonda por transmisión, con la excepción de que aparte de afectar a las medidas el espectro de absorción de la sangre, entra en juego la actuación de la pigmentación de la piel. Adicionalmente, otro de los factores a determinar es la distancia que debemos aplicar entre los LEDs y el fotodetector, ya que las medidas realizadas pueden variar significativamente en función de este parámetro.

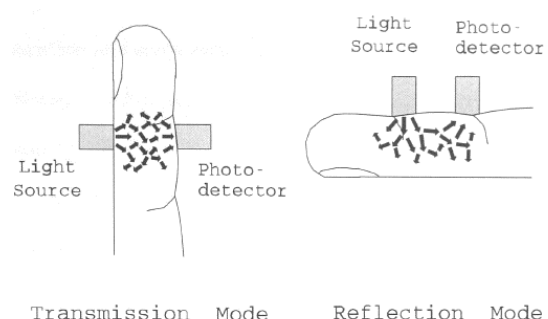


Imagen 3.9 – Tipos de sonda de medida (Damianou, 1995)

La ventaja principal de la sonda por transmisión es la intensidad de luz captada por el fotodetector. La cantidad de luz que atraviesa el tejido humano es mayor que la reflejada,

además de estar más concentrada en su área de aplicación por el trayecto óptico definido. Por lo tanto, podemos afirmar que la intensidad de luz detectada es mayor para las sondas de transmisión. En cambio, como inconveniente debemos mencionar que su aplicación se restringe a partes periféricas del cuerpo como son los dedos de las manos y de los pies, la oreja, la nariz o incluso los pies y palmas en neonatos. Las sondas por reflexión pueden, en un principio, ser empleadas en cualquier parte del cuerpo donde la luz pueda reflejarse (Webster, 1997).

En nuestro caso, por simplicidad a la hora de alinear los componentes electrónicos, emplearemos la sonda por transmisión para la elaboración del pulsioxímetro. Dicho esquema no requerirá una distancia entre emisor y receptor tan precisa ni el desarrollo de unos algoritmos tan complejos de cara a la calibración del dispositivo. Además no será necesario tener en cuenta la pigmentación de la piel como una variable en los cálculos a realizar, hechos que se traducen en un encarecimiento en la fabricación del producto final. A su vez, podremos garantizar una lectura precisa gracias a la alta intensidad de luz detectada por el fotodiodo en comparación con la sonda por reflexión. Ahondaremos más en estos aspectos, así como en la justificación del lugar de medición del paciente en la sección *Limitaciones del dispositivo*.

### 3.6. Limitaciones del dispositivo

Tras haber explicado los fundamentos sobre los que se asienta el proyecto, debemos puntualizar que existe un amplio conjunto de factores originados tanto por fuentes internas como externas que alteran el comportamiento teórico del sistema. Estos hechos repercutirán en la fiabilidad de las medidas, haciendo que su precisión contemple un margen de error. En esta sección explicaremos la causa de estas limitaciones, así como las alternativas disponibles para minimizar sus efectos.

#### 3.6.1. Dispersión de la luz

En la sección *Bases Técnicas* hemos hablado de la implementación de la Ley de Beer-Lambert en la pulsioximetría. Gracias a este método, hemos sido capaces de inferir una serie de expresiones matemáticas a través de las cuáles hemos modelado el comportamiento de la luz a lo largo del tejido. No obstante, el planteamiento no es más que una idealización de la realidad, ya que para poder aplicar esta Ley se deben cumplir unos requisitos realmente estrictos que en el mundo real son inconcebibles.

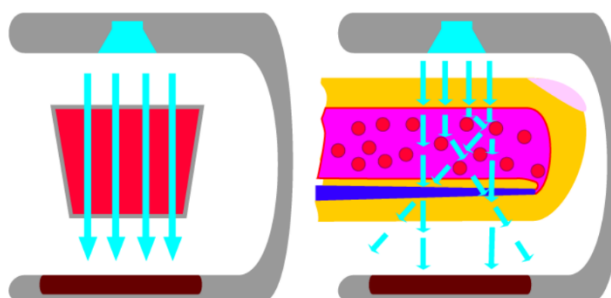


Imagen 3.10 – Trayectoria de la luz a través del tejido: A la izquierda según la Ley de Beer-Lambert y a la derecha la situación real (<http://www.howequipmentworks.com>, s.f.)

##### 3.6.1.1. Efecto en la pulsioximetría

Aparentemente la Ley de Beer-Lambert es un principio matemáticamente sencillo, lo que implica un inconveniente inherente al equipo de medida: a diferencia de la proposición expuesta, la sangre de nuestro cuerpo no es un mero líquido homogéneo, sino que está compuesta por pequeños objetos de múltiples formas irregulares entre las que se hallan los glóbulos rojos. La Ley Física no tiene en cuenta este nivel de detalle, ya que en realidad la absorción de luz no varía únicamente en función de la concentración de hemoglobina o de la longitud del trayecto óptico recorrido (Wukitsch, Petterson, Tobler, & Pologe, 1988). Esto afecta

a la luz que atraviesa el tejido, que en vez de tratarse de un camino recto como idealmente planteábamos, deberá ser modelado basándonos en el fenómeno de la dispersión de luz en un medio.

La refracción se produce cuando la luz pasa de un medio de propagación a otro con una densidad óptica diferente, sufriendo un cambio de velocidad y de dirección; esta última si no incide perpendicularmente en la superficie. Cuando este fenómeno ocurre sobre un objeto de dimensiones similares a la magnitud de la longitud de onda aplicada, es cuando podemos hablar de dispersión.

En nuestro equipo precisamente, la longitud de onda en el espectro rojo e infrarrojo posee aproximadamente el mismo orden de magnitud que las dimensiones de los glóbulos rojos. Además, la discontinuidad en los índices de refracción entre el plasma sanguíneo y estas células provoca el efecto de la dispersión. El haz de luz incidente se dispersará progresivamente a medida que se encuentre con mayor número de eritrocitos, incrementando el camino óptico recorrido por los fotones y por tanto su respectiva absorbancia.

### 3.6.1.2. Curva de calibración

A pesar de este factor, los pulsioxímetros comerciales son previamente calibrados a partir de una base de datos empíricos. Para ello se requiere llevar a cabo un estudio clínico sobre un vasto grupo de pacientes. Se deberá realizar una serie de medidas en las que se les pedirá que varíen su ritmo de respiración voluntariamente con el fin de muestrear las lecturas. El método más rudimentario para corregir las medidas realizadas por el dispositivo será realizando un análisis de sangre de manera paralela (aunque en la actualidad se utilizan referencias mucho más avanzadas como un cooxímetro o un pulsioxímetro ya calibrado) permitiendo detectar las carencias de la Ley de Beer-Lambert. Como sería peligroso forzar a los voluntarios a adquirir niveles de saturación de oxígeno inferiores al 75%, los valores correspondientes a este intervalo son estimados a partir de un conjunto de modelos matemáticos.

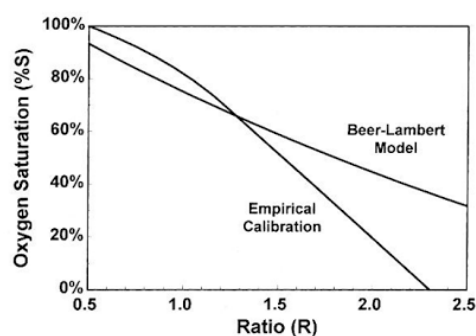


Imagen 3.11 – Curva de calibración (Globdd, s.f.)

La ecuación lineal que define esta nueva relación a niveles inferiores al 75% de saturación de oxígeno en sangre es la siguiente:

$$SpO_2(\%) = A - (B \times R)$$

Siendo A y B las constantes que nos permitirán otorgarle la precisión necesaria al pulsioxímetro para realizar medidas en pacientes.

Ha habido una gran labor de investigación sobre métodos que nos permitiesen mejorar la estimación de  $SpO_2$  a partir de esta curva de calibración, entre los que se encuentran los algoritmos relacionados con el procesamiento digital de señales. La Transformada Rápida de Fourier (FFT) y la Transformada Discreta del Coseno (DCT) son dos de las principales soluciones existentes, ya que presentan propiedades muy útiles para optimizar los cálculos matemáticos necesarios.

Concretamente, en el presente proyecto se empleará la técnica planteada por (Scharf & Rusch, 1993): una FFT de 64 muestras con una frecuencia de 15 Hz. Dicha propuesta garantiza ser una

combinación óptima para su aplicación en la pulsioximetría, minimizando los cálculos y por tanto el gasto de consumo del dispositivo. La ecuación anterior quedaría definida de la siguiente manera:

$$SpO_2 = 110 - (25 \times R)$$

Debido a las cualidades que presenta la ecuación a nivel de compromiso calidad-precio, la planteamos como una solución muy apropiada para el objetivo del prototipo: obtener una precisión en las medidas a cambio del mínimo coste.

Gracias a estas correcciones, podremos dibujar una gráfica que relacione la saturación de oxígeno con la relación de las absorbancias normalizadas, solo que esta vez estará modificada por los datos adquiridos en la calibración y por tanto será diferente de la curva teórica. En nuestro caso, debido a la falta de datos empíricos para establecer las correcciones oportunas en los primeros niveles del parámetro, aplicaremos esta expresión para el rango completo de lecturas.

Aun así, la relación entre la saturación de oxígeno en sangre y los efectos provocados por la dispersión es aproximadamente lineal (Steinke & Shepherd, 1986), es decir, el error incrementa a medida que la medida de oxígeno es menor. Por lo tanto, debemos recalcar que la aplicación de la curva de calibración es especialmente importante para pacientes con niveles de saturación por debajo de la media.

### 3.6.2. Componentes adicionales de la sangre

Como hemos adelantado en secciones anteriores, las dishemoglobinas son un tipo de hemoglobina con una peculiaridad esencial, entre sus funciones no se contempla la posibilidad de transportar oxígeno a los tejidos. Los modelos de cálculo que aplica nuestro equipo no cuentan con la presencia de este tipo de sustancias en la sangre, por lo que estas lecturas conllevan un error en la precisión de sus estimaciones.

En adultos, las dishemoglobinas más comunes son las carboxihemoglobina y la metahemoglobina (Kamat, 2002). Mientras la concentración de estos factores se mantenga en los valores estándar, no presentará una fuente de error preocupante. Pero si dichas concentraciones se incrementan por encima de estos límites, pueden desencadenar una serie de resultados potencialmente erróneos (Eisenkraft, 1988).

Actualmente han empezado a aparecer tecnologías capaces de discriminar distintos tipos de hemoglobina como la carboxihemoglobina, metahemoglobina o hemoglobinas fetales, lo cual potencia la precisión y fiabilidad de sus medidas.

Procederemos a detallar el efecto causado de estas variantes, sustancias que dificultan la lectura de la saturación de oxígeno en sangre.

#### 3.6.2.1. Carboxihemoglobina

Se trata del tipo de molécula resultante de la unión del monóxido de carbono (CO) con la sangre, cuya función es la de catalizar la proteína. Los niveles normales en sangre son menores al 2%, aunque en fumadores activos y pasivos puede sobrepasar el 10%.

La intoxicación por el CO conlleva síntomas de hipoxia debido a que hay menor cantidad de hemoglobina funcional disponible, es decir, menor capacidad de transporte de oxígeno. La exposición crónica a altas concentraciones de carboxihemoglobina (COHb) puede causar daños cerebrales severos e incluso la muerte del paciente.

Tras ciertos estudios realizados en diferentes sujetos, se demostró que teniendo una concentración total de hemoglobina constante ( $c_{\text{Hemoglobina Total}}$ ), una bajada en el nivel de COHb implicaría un ligero incremento en la lectura de la saturación de oxígeno en sangre (Tremper & Barker, 1989):

$$S_pO_2 = \frac{(c_{HbO_2} + 0.9c_{COHb})}{c_{\text{Hemoglobina Total}}} \times 100\%$$

Acorde a esta fórmula, el numerador de la expresión anterior aumentará y por tanto la  $S_pO_2$  también.

En los 660 nm, el espectro de absorción de este componente es muy parecido al de la hemoglobina oxigenada. Como la mayoría de pulsioxímetros trabajan únicamente con dos longitudes de onda, no son capaces de medir el nivel de monóxido de carbono de manera aislada al resto de sustancias, considerando la COHb como una porción más de hemoglobina oxigenada.

Sabiendo que la carboxihemoglobina no almacena oxígeno, la lectura realizada conllevará esta falsa interpretación del indicador. En conclusión, un alto nivel de COHb provocará una lectura de saturación de oxígeno arterial superior a la real.

### 3.6.2.2. Metahemoglobina

Se produce cuando el hierro presente en la hemoglobina se oxida, convirtiéndose en óxido férrico. Esta forma alterada de hemoglobina representa menos del 1% de los glóbulos rojos presentes en la sangre. Al estar en tan pequeñas cantidades, esta no obstaculiza el flujo de oxígeno a través del organismo.

Los incrementos de esta molécula pueden ser producidos por la ingesta de medicamentos. Si la concentración de esta sustancia aumenta a niveles contenidos entre el 10 y el 25% puede causar cianosis, entre el 35 y 40% provocará falta de aliento y dolor de cabeza. En cambio, si la concentración supera el 60% el paciente caerá en estado de estupor y presentará signos de letargo. A niveles por encima del 70% es probable que la persona fallezca.

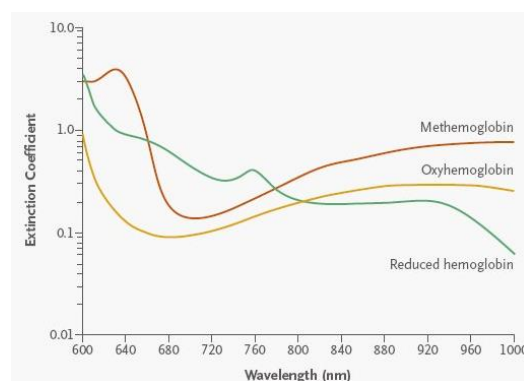


Imagen 3.12 – Comparación del coeficiente de extinción de la metahemoglobina (Creagh Brown, s.f.)

En cuanto al espectro de absorción, a 660 nm el coeficiente de extinción de la metahemoglobina (MetHb) es similar al de la hemoglobina desoxigenada, aunque muy superior al correspondiente a su versión oxigenada. A su vez, a una longitud de onda de 940 nm el coeficiente de absorción de la MetHb es mayor que el de las otras dos.

Podemos decir entonces que la metahemoglobina afectará a nuestra señal resultante, provocando una absorción adicional a las longitudes de onda de nuestros LEDs.

Sabemos que la saturación de oxígeno arterial medida en la pulsioximetría podemos expresarla de la siguiente manera:

$$S_pO_2 = \frac{c_{HbO_2}}{c_{HbO_2} + c_{Hb}} \times 100\% = \frac{c_{HbO_2}}{c_{\text{Hemoglobina Total}} - c_{\text{MetHb}} - c_{\text{COHb}}} \times 100\%$$

Observando dicha fórmula, podemos determinar que la presencia de metahemoglobina disminuirá el denominador y, por tanto, aumentará el valor de la saturación de oxígeno en sangre analizada.

### 3.6.2.3. Hemoglobina fetal

Sabiendo que los dispositivos de medida están calibrados empíricamente en base a una serie de lecturas en pacientes adultos, a priori este aspecto debe ser estudiado con detenimiento.

Esta sustancia supone la hemoglobina normal del feto, que se degrada casi en su totalidad en los primeros días de vida. Se trata del principal medio de transporte de oxígeno durante la mayor parte del embarazo y se diferencia de la hemoglobina adulta por ser más eficiente a la hora de realizar dicha función. (Wikipedia, s.f.)

Autores como (Mendelson & Kent, 1989) y (Cornelissen, 1983) remarcaron que los espectros de absorción de la hemoglobina adulta y fetal en la región comprendida entre los 700 y 900 nm son bastante similares. En cambio, a longitudes de onda inferiores a 650 nm sí que se pueden analizar diferencias sustanciales.

Aun así, para el desarrollo de nuestro sistema nos interesan los datos propios del espectro empleado por los diodos emisores de luz. En la siguiente tabla encontramos una comparación entre los coeficientes de extinción de ambas hemoglobinas a las longitudes de onda empleadas.

Longitud de onda [nm]	Coeficiente de extinción [ $L \text{ mmol}^{-1} \text{ cm}^{-1}$ ]			
	Hb		HbO <sub>2</sub>	
	Adulta	Fetal	Adulta	Fetal
660	0,86	0,90	0,12	0,16
940	0,20	0,20	0,29	0,30

Tabla 3.2 – Coeficientes de extinción de las hemoglobinas adulta y fetal a las longitudes de onda de 660 y 940 nm (Mendelson & Kent, 1989)

Es importante destacar que los coeficientes de extinción correspondientes a la hemoglobina adulta son diferentes a los de la Tabla 3.1 de la sección *Bases Técnicas* debido a que proceden de otra referencia, en la que el método de medida aplicado era distinto.

En este mismo libro (Mendelson & Kent, 1989) se define un máximo error de lectura de la saturación de oxígeno en sangre de un 3% debido a la hemoglobina fetal, por lo que podemos considerarlo un factor con ciertas probabilidades de comprometer sutilmente la precisión de la medida.

### 3.6.3. Interferencia Óptica

Aunque idealmente el único haz de luz que alcanza el fotodiodo sea el emitido por los LEDs, debemos tener en cuenta que la *luz ambiental* también compromete la sensibilidad del pulsioxímetro. Para un funcionamiento adecuado del equipo de medida, la intensidad de la luz proveniente de los LEDs debe ser mucho mayor que la generada por condiciones externas al sistema, como puede ser la radiación solar o la originada por la luz artificial de la habitación. Dichas fuentes de ruido deben ser controladas.

Cuando la intensidad de la luz ambiental es elevada, la potencia de la señal de los diodos se ve superada por el umbral del ruido externo añadido, por lo que el fotodiodo no es capaz de distinguir la luz proveniente de las distintas fuentes generadoras. Es muy importante minimizar este efecto evitando la cercanía del lector con lámparas o la visión directa con el Sol.



Una solución para afrontar este hecho es limitar la respuesta espectral del fotodiodo insertando un filtro óptico en la sonda de medida, siendo la tecnología más empleada para ello la de multicapas dieléctricas. De todas maneras, también existen soluciones implementadas con filtros *Fabry-Perot*.

Como propuesta secundaria se recomienda cubrir en la medida de lo posible (o fabricar) la sonda de medida con algún material opaco que impida la transmisión de la luz. Estos métodos provocarán que el margen de error de la lectura sea mucho menor.

Otra causa de interferencia óptica se produce cuando una porción del haz de luz emitido por los LEDs no ha atravesado el tejido humano en su recorrido hasta el fotodiodo. Para evitar este inconveniente, se precisa bloquear todos los caminos ópticos que permitan este paso de la luz, revistiendo el fotodiodo de materiales que reflejen y dispersen la luz lo mínimo posible. Una alternativa es variar el ángulo de incidencia de la luz sobre el componente, con el fin de disponer los elementos internos de la sonda de tal manera que se reduzca el efecto de la interferencia.

Este hecho afectará a la precisión de la medida, desembocando en falsas lecturas de la saturación de oxígeno (Webster, 1997).

### 3.6.4. Fuentes generadoras de ruido

Esta limitación viene causada por el amplio abanico de fuentes generadoras que pueden interferir en el espectro electromagnético con nuestro dispositivo. Pueden ser tanto artificiales (utilización de otros equipos próximos, hecho muy probable en clínicas) como naturales (ruido cósmico, condiciones climáticas...).

Los componentes del medidor trabajan con señales de muy baja potencia, por lo que la sensibilidad del pulsioxímetro adquiere unos valores fácilmente sobrepasados por el ruido externo captado por el receptor. Para evitar en la medida de lo posible esta interferencia, se debe equipar al circuito analógico del dispositivo con una serie de estructuras circuitales protectoras. Autores, como por ejemplo *Blakeley* (US Patente nº 5,323,776, 1994), han propuesto varios modelos de acondicionamiento de la señal con el objetivo de minimizar el efecto de esta limitación. Para combatir el ruido de baja frecuencia se recomienda trabajar sobre la media de un conjunto de pulsos, mientras que para el ruido de alta frecuencia es necesario implementar un filtro paso bajo (Rotar, 2012).

En nuestro proyecto, hemos acoplado un amplificador de transimpedancia con el fin de reforzar la baja potencia de la corriente obtenida por el fotodiodo. Al estar diseñado para trabajar con este tipo de entradas, aprovecharemos su baja impedancia para obtener una tensión proporcional a su salida.

Aparte de este chip, hemos diseñado un filtro paso banda de doble etapa que nos permitirá amplificar aún más la señal, de tal manera que seamos capaces de hacerla detectable para el resto de procesos realizados por el microcontrolador. Gracias al ancho de banda de esta estructura, filtraremos las señales pertenecientes a nuestra lectura, eliminando la mayoría de componentes originadas en cualquier otro rango de frecuencias por las fuentes de ruido externas.

Aun así debemos prestar atención a la existencia del ruido interno generado por nuestro propio circuito, debido principalmente a los amplificadores operaciones y al fotodiodo. Estos componentes pueden añadir dificultades al diseño del circuito debido a la frecuencia tan baja a



la que se opera. Específicamente en los amplificadores operaciones, debemos vigilar la *Razón de Rechazo Común* (CMRR) y el *Factor de Rechazo a Fuente de Alimentación* (PSRR).

La primera fuente de error puede apreciarse cuando las dos entradas del amplificador operacional están alimentadas con el mismo voltaje, ya que observamos una señal de salida no deseada que puede afectar al comportamiento del circuito y que debe minimizarse todo lo posible. Este fenómeno puede verse también reflejado a la entrada, caracterizándolo como un mero error de offset (Franco, 1988). Se trata de un indicador dependiente de la frecuencia, siendo elevado hasta las primeras centenas de hertzios y decrementando típicamente en una relación de -20 dB por década. Al operar a muy bajas frecuencias, este hecho puede ser un obstáculo a la hora de realizar las medidas de saturación, ya que la Razón de Rechazo Común y la calidad de la señal a tratar están inversamente relacionadas (Balcells, 1992). La CMRR es una medida del rechazo que ofrece la configuración a la entrada del voltaje común.

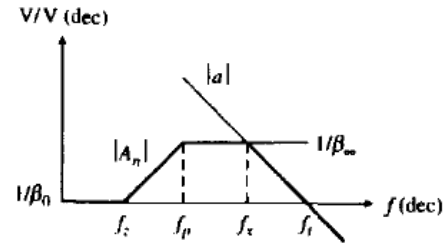


Imagen 3.13 – Ruido interno generado por un fotodiodo (Franco, 1988)

$$CMRR (dB) = 20 \times \log_{10} \left( \frac{A_d}{A_s} \right)$$

Siendo  $A_d$  la ganancia diferencial y  $A_s$  la ganancia del modo común. Es decir:

$$A_d = \frac{V_o}{V_+ - V_-} \quad ; \quad A_s = \frac{V_o}{V_s}$$

El PSRR representa la cantidad de ruido de una fuente de alimentación que un dispositivo en particular puede rechazar, por lo que nos interesa que sea lo más elevado posible. Se define como la relación entre la variación en la tensión de alimentación y la tensión de salida equivalente (diferencial) que se produce en el amplificador operacional. Dicho parámetro es dependiente del rango de frecuencias en el que se opere, decrementando con una relación típica de 20 dB por década. Por lo tanto, el operar en las primeras unidades del espectro no debería ser un inconveniente para el correcto funcionamiento del circuito.

$$PSRR (dB) = 20 \times \log_{10} \left( \frac{\Delta V_{fuente}}{\Delta V_{out}} \times A_v \right)$$

Siendo  $\Delta V_{fuente}$  la variación producida en la tensión que provee la fuente de alimentación,  $\Delta V_{out}$  la variación de la tensión de salida y  $A_v$  la ganancia del amplificador operacional.

### 3.6.5. Posición de la sonda

#### 3.6.5.1. Lugar de la medida

En secciones anteriores hemos descrito los dos modos de operación posibles aplicables a la pulsioximetría, siendo estos el de transmisión y el de reflexión. La mayoría de dispositivos están orientados al primer modo, facilitando la lectura de la saturación de oxígeno en partes del cuerpo como los dedos, la nariz y la oreja. La desventaja principal de esta vertiente es que ante pacientes con problemas de circulación periférica se generan gran cantidad de lecturas erróneas. El lugar en el que debe posicionarse la sonda, así como el modo de operación de los sensores, han sido temas muy controvertidos que, a lo largo de estos últimos años han generado un gran número de estudios.

En 1987, se demostró que la precisión de las medidas estaba inversamente relacionada con los tiempos de retardo de las respuestas. Por ejemplo, la respuesta más rápida se producía en la oreja, pero contemplando una alta tasa de errores ante niveles bajos de saturación de oxígeno. En cambio, las lecturas en el dedo del paciente eran correctas con mucho mayor frecuencia, aunque con el máximo de los retardos registrados, haciéndolo inútil para una monitorización de la variación instantánea de los niveles de saturación de oxígeno (West, George, & Kryger, 1987).

En 1989, utilizando una sonda en modo de reflexión situada en la frente, se diagnosticó a voluntarios con baja saturación de oxígeno. Los resultados del estudio declararon que con esta solución era posible obtener medidas de SpO<sub>2</sub>, proporcionando una respuesta adecuada para valores inferiores al 65%. (Cheung & Stommel, 1989)

En este mismo año, *J.W. Severinghaus* declaró que las lecturas de SpO<sub>2</sub> realizadas en la oreja o la frente del paciente eran generalmente mucho más rápidas que las mediciones del dedo, ya que el flujo de sangre necesitaba más tiempo para alcanzar esta parte del cuerpo que las otras (Severinghaus, Naifeh, & Koh, Errors in 14 pulse oximeters during profound hypoxia, 1989).

En 1991, se realizó un estudio sobre pacientes con problemas de circulación periférica en el periodo correspondiente al postoperatorio. De nuevo, se demostró que el dedo permitía hallar muestras más precisas que las sondas situadas en la oreja, la nariz o la frente; por el contrario, incluso bajo estas condiciones desfavorables se recomendaba realizar las lecturas sobre el dedo del paciente (Clayton, Webb, Ralston, Duthie, & Runciman, 1991).

En 1995, se realizó un estudio relativo a las sondas situadas en el cuero cabelludo, declarando que las venas superficiales del cráneo afectaban a las lecturas obtenidas. Gracias a los investigadores (Nijland, Jongsma, Van den Berg, Nijhuis, & Oeseburg, 1995), se compararon las medidas realizadas en la frente y el temporal, donde las arterias superficiales podían ser estudiadas detenidamente sin la necesidad de aplicar una intervención invasiva. Al cambiar la posición de la sonda, se comprobó que las lecturas realizadas sobre la arteria del temporal implicaban una bajada de la saturación de oxígeno de 7,5 % en adultos y de 5,8 % en neonatos. Ya entonces, se determinó que la fiabilidad de las medidas realizadas en la frente podía verse afectada por este factor y por tanto debería aplicarse un modelo de corrección para su correcta monitorización.

Numerosos investigadores han desarrollado sondas en modo de reflexión para las zonas del cuerpo que no se vean afectadas por un bajo nivel de circulación periférica. Ejemplos de estos casos son los sensores aplicados al esófago (Kyriacou, 2006), al cuero cabelludo (Faisst, Kirkinen, König, Huch, & Huch, 1997) o al torso (Dassel, Graaff, Aardema, Zijlstra, & Aarnoudse, 1997).

Aun así, los últimos avances tecnológicos en pulsioximetría por reflexión han permitido desarrollar sensores para la frente que operan adecuadamente para personas con problemas de circulación periférica, como es el caso del dispositivo *Max Fast* de *Nellcor*. Los resultados correspondientes a los estudios realizados sobre este modelo declararon que la respuesta ante la variación de los niveles de saturación era lo suficientemente rápida y fiable para el uso clínico. En parte, esto fue posible debido a que ante problemas de circulación periférica la perfusión de sangre en la frente se mantiene todavía preservada (Berkenbosch & Tobias, 2006).

En la actualidad, todavía se persigue la optimización del posicionamiento de las sondas de pulsioximetría en el cuerpo humano. Un estudio reciente declara que algunos sensores de transmisión son menos precisos en la planta del pie o la palma de la mano, que en los propios dedos cuando la saturación de oxígeno en sangre adquiere niveles inferiores al 90 %. Mientras

que en pacientes neonatos, las menores dimensiones de su cuerpo dificulta enormemente la implementación de las sondas, viéndose este hecho reflejado en la precisión de las medidas realizadas (Sedaghat-Yazdi, Torres, Fortuna, & Geiss, 2008).

En nuestro caso, al diseñar un prototipo inicial por transmisión, nos interesará realizar las lecturas en el dedo del paciente con el fin de obtener la mayor fiabilidad. Además, las medidas en otros lugares como la frente o el pecho requieren de complejos procesos adicionales que, aunque mejoren las prestaciones del dispositivo, encarecen la elaboración del producto. Debido a esta elección, deberemos contar con la limitación de requerir mayor tiempo de procesamiento para la ejecución de las lecturas en comparación con otras alternativas.

De manera general en la pulsioximetría, el compromiso precisión – retardo será un factor inherente al lugar que seleccionemos para medir la saturación de oxígeno en sangre y deberá ser tenido en cuenta para el desarrollo de los algoritmos correspondientes. Dicha elección condicionará también el modo de emisión de la sonda, siendo más apropiada la de transmisión para algunos casos y la de reflexión para otros.

### 3.6.5.2. Movimientos del paciente

La pulsioximetría requiere una SNR (*Signal to Noise Ratio*) alta, por lo que la potencia de la señal recibida es un factor clave para el cálculo del SpO<sub>2</sub>. Es muy importante recordar que la componente AC de la señal que queremos medir es de muy pequeña amplitud (el 2% de la total), por lo que el mínimo movimiento de paciente se verá reflejado en la forma de la señal, modificando drásticamente las lecturas resultantes. Este hecho puede ocurrir no solo por movimientos voluntarios del paciente, sino que puede tratarse de gestos involuntarios como en el caso de convulsiones, escalofríos, toses o ventilaciones aceleradas tras realizar una actividad física, donde la señal obtenida deja de ser periódica.

A raíz de estos movimientos, el dispositivo puede procesar falsas pulsaciones arteriales, por lo que alterará el comportamiento del sistema desencadenando una serie de medidas erróneas entre las que se pueden encontrar falsas alarmas (Trivedi, Ghouri, Shah, Lai, & Barker, 1997).

Para hacer frente a esta limitación, los equipos empleaban conjuntos de algoritmos relacionados con el procesamiento de la señal que permitían realizar una media de las lecturas realizadas en un intervalo de tiempo de varios segundos. En la actualidad, se emplea tecnología de extracción de la señal (SET), un método relativamente moderno. El sistema utiliza una técnica para determinar las señales indicadoras del ruido, que pueden eliminarse gracias a la configuración de unos filtros adaptativos (Masimo, 2004).

Dichos filtros emplean esta referencia del ruido para poder discernir la verdadera señal de entrada. Para ello, la empresa *Masimo* ha desarrollado un algoritmo basado en el siguiente planteamiento:

$$NR = I_R - [I_{IR} \times R(t)]$$

Siendo NR la señal de referencia del ruido,  $I_R$  e  $I_{IR}$  las intensidades del haz rojo e infrarrojo respectivamente y  $R(t)$  la relación de absorción entre ambas intensidades. En la siguiente imagen podemos observar el diagrama que resume el funcionamiento del método de *Masimo Corporation*. Los haces de luz roja e infrarroja alimentan el generador, a cuya salida se obtendrá una serie de señales de referencia producidas para el rango completo de saturaciones de oxígeno posibles. Este conjunto de señales de referencia será el recurso utilizado por el filtro adaptativo para eliminar las componentes de ruido de la lectura.

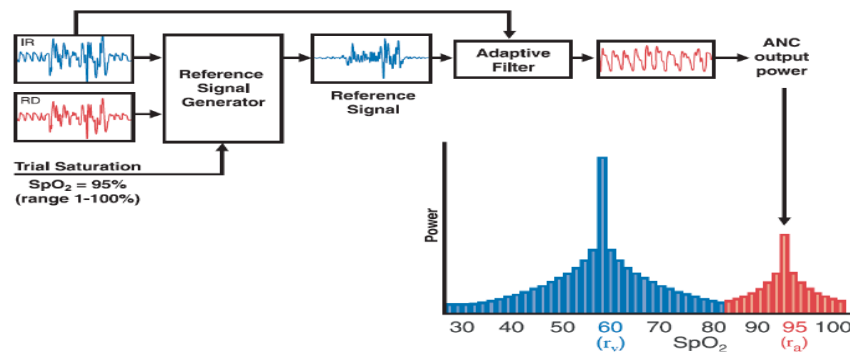


Imagen 3.14 – Solución planteado por Masimo Corporation ante los movimiento indeseados del paciente

La ventaja de emplear esta tecnología es que podemos combatir las limitaciones sufridas por la baja potencia de la señal a medir en entornos ruidosos, además de evitar fuentes más específicas como los problemas de circulación periférica o los movimientos del paciente. El inconveniente principal es que la última etapa del sistema requiere también la presencia de una componente AC de la señal muy pequeña para el análisis de potencia, lo que sigue implicando ciertas dificultades para el tratamiento de la lectura obtenida (Goldman, Petterson, Kopotic, & Barker, 2000).

Gracias a estas soluciones, la relación SNR de las medidas se verá aumentada significativamente, minimizando el efecto y mejorando la calidad del sistema. Al estar desarrollando un prototipo de pulsioxímetro, esta fuente de errores no se ha tenido en cuenta con el fin de no añadir más complejidad al modelo, por lo que se encontrará entre las limitaciones del sistema.

### 3.6.6. Temperatura

Tanto la temperatura ambiente como la temperatura corporal del paciente son variables que debemos estar controlando continuamente durante la monitorización. Cuando el cuerpo humano está expuesto a bajas temperaturas, la perfusión periférica se dificulta, generando medidas incorrectas de la saturación de oxígeno. Adicionalmente, la amplitud de las señales se reduce, haciendo todavía al dispositivo más sensible a los posibles movimientos del paciente.

Por el contrario, una temperatura excesivamente cálida afectará al coeficiente de absorción de las hemoglobinas. No obstante, la curva teórica de calibración apenas variará y por tanto no se considerarán grandes errores a causa de este factor (Reynolds, De Kock, Tarassenko, & Moyle, 1991).

Los cambios de temperatura pueden ser también fuentes generadoras de problemas, ya que dichas variaciones alterarán el estado de la unión p-n de los diodos emisores de luz. La ecuación que definía el comportamiento del LED relacionaba la longitud de onda de emisión con la banda prohibida. Esta brecha energética es dependiente de la temperatura, siendo inversamente proporcionales en la mayoría de los materiales semiconductores que normalmente se emplean en la fabricación (Panish & Casey, 1969). Por lo tanto, podemos determinar que el aumento de la temperatura en la unión p-n provoca variaciones en el espectro de emisión del LED. Aun así, debemos puntualizar que los dos LEDs reaccionarán de una manera semejante a este hecho, por lo que la relación R de absorbancias (y por tanto la SpO<sub>2</sub>) variará levemente respecto a la situación ideal.

La causa principal de este efecto es la corriente introducida por el microcontrolador. Aunque las excitaciones empleadas para los LEDs estén alternadas, el valor medio a la entrada será

suficientemente elevado como para provocar su calentamiento. Esto es debido a que la potencia disipada en la unión p-n es directamente proporcional a dicha corriente (Webster, 1997).

$$P = V \times I$$

En 1991, *de Kock* llevó a cabo una amplia labor de investigación sobre esta relación de parámetros. Los resultados establecieron que, ante una variación de la temperatura ambiente en el rango de 0° C a 50°C, la emisión del LED en el espectro rojo sufrió una variación de 5,5 nm. Mientras que en el rango infrarrojo, el intervalo diferencial fue de 7,8 nm. En cuanto a los anchos de banda, no se apreciaron modificaciones sustanciales (*de Kock, Reynolds, Tarassenko, & Moyle, 1991*).

Para combatir esta limitación existen dos soluciones generales:

1. **Insertar un sensor de temperatura en la sonda:** El microcontrolador podrá procesar esta información y elegir la curva de calibración más adecuada para el escenario actual con el fin de corregir la variación del espectro de emisión. El inconveniente se presenta cuando se utilizan corrientes diferentes para excitar los LEDs, ya que la temperatura en cada uno de ellos será distinta y la referencia obtenida será una “media” entre ambas. Además, temperaturas adicionales como la corporal o la ambiental harán que la precisión del pulsioxímetro siga viéndose afectada.
2. **Leer la corriente del LED:** A partir de este dato, el microcontrolador podría determinar la variación de la temperatura estimada y por tanto la variación del espectro de emisión en cada diodo individualmente. Gracias a esta propuesta, se evitaría el problema expuesto anteriormente y podría escogerse la curva de calibración más adecuada con unos márgenes de error mucho más reducidos.

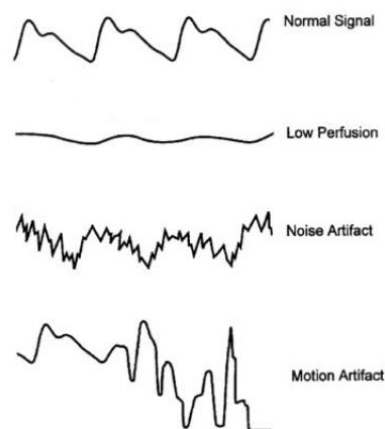
### 3.6.7. Otras causas de imprecisión

Hemos expuesto los principales factores que dificultan la ejecución de medidas en los pacientes a través de la pulsioximetría, pero existe un amplio número de fuentes que no hemos mencionado. El personal sanitario debe estar al tanto de ciertas situaciones en las que la lectura del dispositivo de medida pueda ser inexacta. En este apartado presentaremos de una manera superficial las causas correspondientes.

Este tipo de dispositivos requiere una medida de las pulsaciones muy precisa con el fin de poder diferenciar entre la absorbancia por parte de las arterias y la generada por el resto de medios del cuerpo humano. Un decremento significativo del flujo sanguíneo periférico, como pueden ser los síntomas de hipotermia, vasoconstricción (estrechamiento de un vaso sanguíneo que se manifiesta como una disminución de su volumen), hipotensión o infarto, pueden provocar un nivel de potencia de la señal por debajo de la sensibilidad del receptor. Para evitar estos problemas se suelen aplicar medicamentos o técnicas médicas que estimulen la circulación de la sangre.

Es importante determinar que también la congestión de las venas puede generar falsas lecturas. De tal manera que la acumulación de sangre en un órgano genere una presión adicional en los vasos sanguíneos, confundiendo al sistema y monitorizando medidas que en realidad debería obviar (Webster, 1997).

Otra de las fuentes de error más comunes en las clínicas es la aplicación de inyecciones intravenosas. Durante los primeros veinte minutos, la introducción de sustancias artificiales en la sangre está asociada con valores de saturación de oxígeno inferiores a los normales (Saito, Fukura, Shimada, & Fujita, 1995). La mayoría de ellas tiene un efecto mucho más notable en la región espectral en torno a los 660 nm, siendo especialmente agresivo el Cloruro de Metiltionina. En cambio, en el intervalo próximo a los 940 nm, los efectos anómalos de la luz infrarroja detectados por el fotodiodo suelen ser insignificantes (Scheller, Unger, & Kelner, 1986). Se trata de un problema que, hasta la fecha, ni siquiera los dispositivos más modernos han sido capaces de solventar.



*Imagen 3.15 – Señales deseadas e indeseadas (Rotar, 2012)*

Aunque supuestamente absorban una fracción de luz constante y podamos diferenciarlas del comportamiento pulsátil de las arterias, es conveniente evitar la presencia de determinados elementos como laca de uñas, uñas sintéticas o suciedad. Estas causas pueden dificultar la captación de la emisión (una solución es situar la sonda de medida de un lateral del dedo al otro). También se han identificado valores erróneamente altos y una mayor frecuencia de fallos en la detección de la señal con pacientes de piel oscura.

Además, habrá que tener en cuenta que existen pacientes con hipoxias graves (deficiencia de oxígeno en la sangre) o con anemia, donde la baja concentración de glóbulos rojos en la sangre hará que la medida deba analizarse con ciertos márgenes de seguridad.

Todos estos factores tendrán como consecuencia la medida inexacta de la saturación de oxígeno en sangre, que se traducirá en un margen de error inherente a las lecturas realizadas por el pulsioxímetro.

## 4. Desarrollo

Una vez detallados los principios en los que se basa el proyecto, procederemos a presentarlo de una manera práctica. Para ello, desglosaremos esta sección en diferentes secciones, correspondientes a las partes principales de las que se compone el dispositivo. Expondremos los componentes empleados así como sus especificaciones técnicas, lo que nos servirá para caracterizar la función que desempeña dentro del sistema.

### 4.1. Emisores ópticos

El papel de las fuentes de luz en el sistema son las de generar una señal óptica que atraviese nuestro tejido para que, posteriormente, el fotodetector que haya al otro lado se encargue de recibirla. La atenuación sufrida por la absorbancia de los diferentes componentes que han interferido en su trayecto nos permitirá determinar las medidas oportunas.

Para poder realizar los cálculos necesarios, se requerirá comparar señales de diferente longitud de onda, por lo que necesitaremos al menos dos fuentes de luz. Por cuestiones espectrales que han sido especificadas en el subapartado 3.2.2, se ha determinado que las longitudes de onda más adecuadas para la pulsioximetría se situaban en el espectro rojo e infrarrojo, concretamente en 660 nm y 940 nm.

En consonancia con lo anterior, se seleccionan para este trabajo dos diodos: el modelo TLDR4900 para la fuente de 660 nm y el TSAL4400 para la de 940 nm (Vishay Intertechnology, Inc. Malvern, Pennsylvania, EEUU).

Dichos modelos operan a una longitud de onda muy próxima a la deseada, siendo de 650nm y 940 nm y además, de entre los componentes barajados, son las alternativas que disponían de un espectro de emisión lo suficientemente estrecho para su aplicación.

Como factor adicional, este parámetro es dependiente de la temperatura ambiente a la que se ve sometida la unión p-n del diodo, viéndose desplazado antes variaciones térmicas. Por lo tanto, debemos utilizar modelos electrónicos que empleen espectros con pendientes pronunciadas como estas (*más detalles en la sección Limitaciones del dispositivo*). La respuesta a altas temperaturas debe ser robusta; en las hojas de especificaciones correspondientes podemos apreciar una corriente y una intensidad luminosa que decrecen a medida que el componente se calienta. No obstante, sus respuestas no se ven notablemente afectadas hasta los 60°C, por lo que son buenos candidatos para dotar a las medidas de la fiabilidad necesaria.

El tiempo de activación del LED determinará el intervalo que necesita para emitir un haz de luz estable. A partir de las mediciones realizadas en el laboratorio podemos confirmar que es de 400 ms para ambos emisores, por lo que se trata de un intervalo reducido que no provocará errores de lectura en el sistema. El cálculo de dicho parámetro será esencial para establecer una de las secciones del algoritmo procesado en el microcontrolador, que explicaremos posteriormente.

En cuanto al resto de especificaciones podemos comprobar que las potencias de disipación son de un valor adecuado (100 y 200 mW), minimizando el consumo del sistema, factor muy útil si el objetivo es diseñar un pulsioxímetro portable. Los diámetros de los componentes utilizados son de 3 mm, facilitando la utilización de la sonda de medida, mientras que los ángulos de visión contemplados son de  $\pm 16^\circ$  y  $\pm 25^\circ$  con el fin de emplear una emisión directiva. Al existir una distancia ínfima entre ambos LEDs, la diferencia entre estos dos valores no debería ser preocupante de cara a la detección de luz por parte del fotodiodo. Los patrones de radiación son semejantes y la emisión es alternada, lo que reduce aún más la probabilidad ocurrencia de un error grave en las medidas. Como los emisores son de unas características muy similares, la implementación de circuitos de compensación para equilibrar sus diferencias eléctricas no será necesaria.

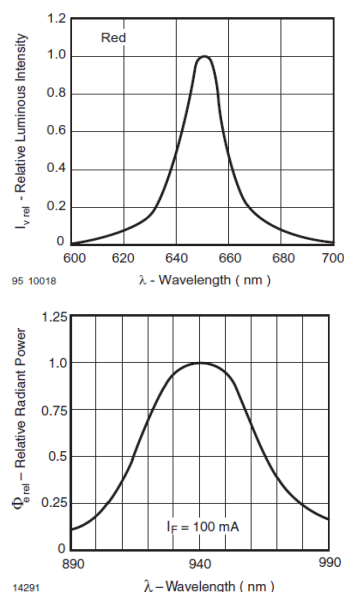


Imagen 4.1 – Espectros de emisión de los LEDs del sistema (Vishay Intertechnology, Inc. Malvern, Pennsylvania, EEUU)

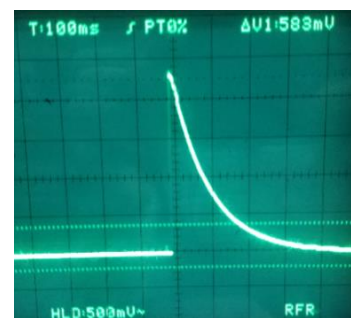


Imagen 4.2 – Tiempo de activación del LED rojo



Otro aspecto realmente importante del funcionamiento del sistema es la sincronización de los emisores. Como el fotodiodo no es capaz de distinguir entre las dos longitudes de onda utilizadas, nos obligará a emitir de manera alternada entre las fuentes. Para gestionar este aspecto, utilizaremos una de las salidas digitales del microcontrolador. Con el objetivo de diseñar un esquema eficiente y menos costoso, las conexiones entre salidas y entradas de esta parte del sistema siguen la estructura de la imagen que podemos apreciar a continuación.

El pin 10 del microcontrolador alternará una emisión de 5V con otra de 0V cada cierto periodo de tiempo. Para poder activar cada uno de los LEDs en el momento oportuno, se emplearán resistencias de carga que nos permitirán controlar la tensión inversa a la que se ven sometidos los diodos.

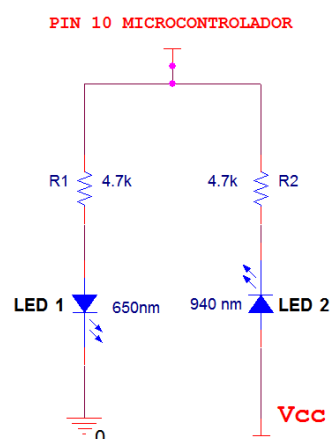


Imagen 4.3 – Esquema de conexiones de los LEDs

Dada la alimentación empleada debemos vigilar estos valores, ya que cuando uno de los LEDs está activado, el otro se encontrará polarizado en inversa. La tensión de ruptura es de 6V en el LED 1 y de 5V en el LED 2, por lo que gracias a estas resistencias tendremos el circuito convenientemente protegido.

Es importante reseñar que, esta activación deberá estar sincronizada con la toma de medidas del dispositivo, por lo que se requerirá prestar especial atención a su temporización. La activación de las fuentes de luz vendrá por tanto condicionada por el funcionamiento del microcontrolador. Por ello, en apartados posteriores especificaremos los detalles del empleo de la señal digital de control.

## 4.2. Receptor óptico

Una vez la luz ha atravesado el tejido, deberá alcanzar el fotodetector encargado de su recepción. El componente electrónico elegido por una serie de razones expuestas en el apartado 3.4 será un fotodiodo. Este generará una corriente linealmente proporcional a la intensidad del haz incidente.

Como la transmisión del haz estará alternada entre las dos longitudes de onda utilizadas, debemos buscar un componente sensible al menos, a estos dos rangos del espectro. Para su implementación, el modelo empleado para esta parte del circuito será el chip OPT101 (Texas Instruments, Dallas, Texas, EEUU). Observando la hoja de especificaciones del modelo seleccionado, comprobamos que dichos intervalos se hayan contemplados en la curva de responsividad del fotodiodo: obtenemos 0,45A por watio recibido para la fuente de 650 nm y 0,5A por watio en el caso de 940 nm.

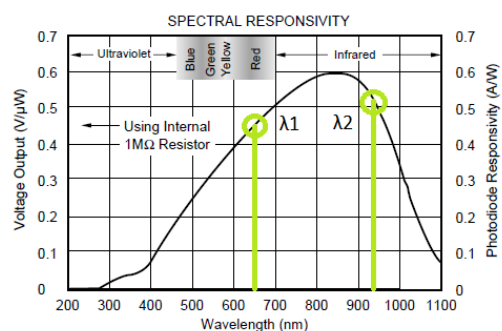


Imagen 4.4 – Responsividad del fotodiodo (Texas Instruments, Dallas, Texas, EEUU)

Este chip, aparte de contener el fotodiodo monolítico, también dispone de un amplificador de transimpedancia que nos permitirá minimizar fuentes de errores propias de este tipo de diseños, como es la corriente de fugas, la generación de ruido y los picos de ganancia debidos a la capacitancia del componente. El amplificador operacional mantendrá cero voltios a la salida



del fotodiodo gracias a la masa virtual generada entre sus terminales positivo y negativo. Por lo tanto, la corriente alcanzará la resistencia interna del chip creando un voltaje a la salida proporcional a la luz recibida por el fotodiodo (Franco, 1988):

$$V_o = -R \times I$$

Siendo  $V_o$  la tensión a la salida,  $I$  la corriente a la entrada y  $R$  la resistencia interna. Debemos puntualizar que la ganancia del esquema adquirirá entonces el valor de  $R$ , siendo negativa debido al sentido con el que hemos caracterizado el flujo de corriente a la entrada.

En el campo de la pulsioximetría, la transmitancia efectiva de la luz a través del dedo no supera el 5% de la intensidad del haz inicial (Cysewska-Sobusiak, 1995). La señal generada es extremadamente débil, por lo que necesitaremos muy buenas propiedades de transimpedancia en nuestro circuito para poder hacerla detectable por el microcontrolador. Al emplear una resistencia interna de  $1\text{ M}\Omega$ , la tensión producida será de  $0,45\text{V}$  por  $\mu\text{W}$  recibido para la fuente de  $650\text{ nm}$  y de  $0,5\text{V}$  por  $\mu\text{W}$  en el caso de  $940\text{ nm}$ . Podemos asumir entonces que sí se cumplen las condiciones suficientes para tratar la señal resultante.

El voltaje a la salida del fotodiodo a consecuencia de la corriente de oscuridad es de  $7,5\text{ mV}$ . A pesar del circuito analógico posterior, el valor de dicha tensión amplificada no será suficiente para excitar los pines de entrada del microcontrolador. El parámetro comienza a adquirir valores preocupantes a partir de los  $60^\circ\text{C}$  de temperatura ambiente, donde el comportamiento del fotodiodo comenzará a afectar al funcionamiento del sistema. Al no exponer el dispositivo a temperaturas tan altas, podemos determinar que la corriente de oscuridad presenta un valor adecuado para nuestro diseño. Se deberá tener siempre en cuenta que la tensión de salida generada por la recepción de los haces emitidos por los LEDs se superpondrá a este efecto.

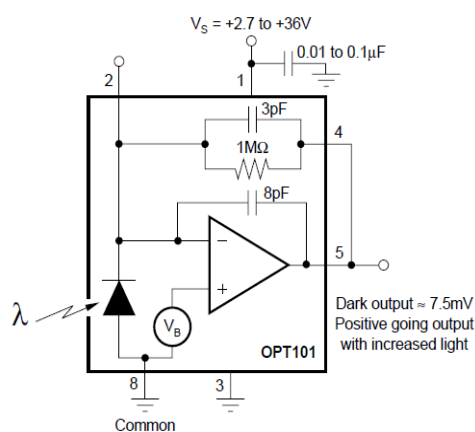


Imagen 4.5 – Circuito equivalente del fotodiodo (Texas Instruments, Dallas, Texas, EEUU)

En cuanto al resto de especificaciones técnicas, debemos comentar que son muy adecuadas para cumplir los requisitos a los que se ve sometido el receptor óptico. La respuesta del chip comienza a degradarse notablemente a partir de un ángulo de incidencia óptica aproximado de  $\pm 40^\circ$ , por lo que es compatible con el patrón de radiación de los emisores. Se contempla un tiempo de respuesta de  $50\text{ }\mu\text{s}$ , ocho veces más rápido que las fuentes de luz detalladas en el apartado anterior, disponiendo en este aspecto de un margen de seguridad más que suficiente.

Además, el chip OPT101 opera en un rango muy amplio de tensiones de alimentación, siendo este de entre  $2,7\text{V}$  y  $36\text{V}$ . Al emplear un voltaje de  $5\text{V}$ , el consumo del receptor será relativamente bajo, minimizando los costes y ampliando la duración de su batería en caso de querer incorporarla al diseño. Las dimensiones del área fotoreceptiva ( $5,2\text{ mm}^2$ ) son apropiadas para su aplicación, ya que puede alinearse con el patrón de radiación de los LEDs sin dificultades. La ganancia en bucle abierto del esquema es de  $90\text{ dB}$ , generando un voltaje de offset alrededor de  $0,5\text{V}$  fácilmente acondicionable por el circuito analógico posterior.

El montaje que aplicaremos en el sistema será el correspondiente a la Imagen 4.5. Como puntos reseñables del esquema debemos mencionar el cortocircuito entre los terminales 4 y 5 para

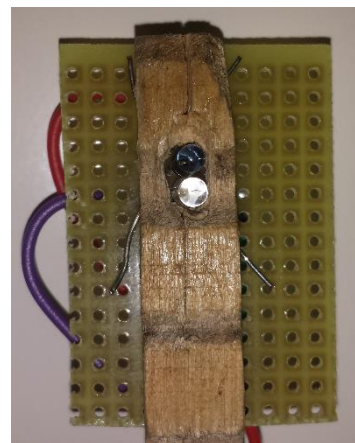
poder unir la resistencia interna con la salida del amplificador operacional y el condensador de desacoplo introducido entre la pata 1 y masa. Dicho componente tendrá un valor de 100 nF y tendrá como objetivo la eliminación de las componentes de ruido que pueden afectar al funcionamiento del chip. Para ello, lo más aconsejable es instalarlo muy próximo al fotodetector.

Al igual que en el esquema de los emisores ópticos, al manejar valores tan próximos en las dos longitudes de onda seleccionadas, no se ve contemplada la implementación de circuitos de calibración o control para tratar las diferencias eléctricas mencionadas.

### 4.3. Sonda de medida

La sonda de medida estará compuesta por los componentes y esquemas presentados anteriormente. A partir de las explicaciones del apartado 3.5, hemos confirmado que la disposición de los elementos emisores y receptores será por transmisión. Además, las lecturas serán tomadas sobre el dedo del paciente tanto por simplicidad en el procesamiento de las muestras como por precisión de las propias medidas (subapartado 3.6.5.1).

Para enfrentar los componentes electrónicos de tal manera que estén perfectamente alineados el patrón de radiación con el área fotoreceptiva, debemos crear una estructura de soporte que facilite mantener este esquema en la medida de lo posible. En el presente proyecto, al tratarse de un prototipo, se ha empleado para la sujeción una pinza de ropa típica. Horadando uno de los lados, se han introducido la cabeza de los LEDs con el fin de reducir la distancia entre ellos al mínimo. Los cables que conectan sus terminales con el pin del microcontrolador aprovecharán el otro lado de la abertura para conectarse a la placa de inserción donde se encuentra el resto de circuitos del sistema.



*Imagen 4.6 – Sección transmisora de la sonda prototipo*

En la cara opuesta de la pinza situaremos el fotodiodo para que se encuentre enfrentado a las fuentes emisoras de luz. Tanto el primer grupo de componentes como el segundo, necesitarán una base más estable que la propia pinza para implementar sus conexiones internas. Por ejemplo, el fotodiodo tiene una gran parte de sus terminales cortocircuitados, por lo que la solución más adecuada para ello es la de instalar el receptor en una placa de soldadura de unas dimensiones reducidas. De la misma manera, los LEDs se encontrarán soldados a una superficie similar.

Con el objetivo de diseñar una sonda útil y fácil de utilizar, se ha intentado reducir el volumen del esquema de la manera más eficiente posible. Por ello, los componentes adicionales a estos circuitos serán implementados directamente sobre la placa de inserción del circuito analógico de amplificación y acondicionamiento de la señal. Este es el caso de las resistencias de protección de los LEDs y del condensador de desacoplo del fotodiodo.

Gracias a la presión que ejerce la pinza sobre el dedo del paciente podemos establecer una distancia entre emisores y receptor de pocos milímetros, ayudando a concentrar el haz sobre el fotodiodo para que absorba la mayor cantidad de luz y a reducir el trayecto óptico de esta. Aun así, la presión generada no sobrepasará el límite físico interpuesto por el propio tejido humano, por lo que este factor no afectará negativamente a las lecturas realizadas. Además, la disposición planteada no obstruirá el haz lumínico emitido debido a que las dimensiones de la pinza y de la cabeza de los LEDs son perfectamente compatibles para que se dé esta condición.

## 4.4. Circuito analógico

La señal eléctrica que viaja en forma de tensión generada por la estimulación del fotodiodo a raíz de la recepción de potencia lumínica alcanzará entonces el circuito analógico. Dicho esquema seguirá la estructura de un filtro paso banda de doble etapa y su objetivo será amplificar, acondicionar y filtrar la señal para que el microcontrolador pueda muestrearla correctamente, conectando su señal Vout al pin correspondiente del microprocesador. Para ello, también deberemos añadir ciertos componentes de acoplo que nos ayuden a mejorar el comportamiento del circuito de cara al posible ruido generado y que apoyen la ganancia de tensión de la señal a lo largo de su recorrido. En la siguiente imagen podemos observar el esquema general de esta sección junto con el fotodiodo receptor. A continuación, procedemos a detallar cada una de las secciones que componen el circuito analógico del sistema.

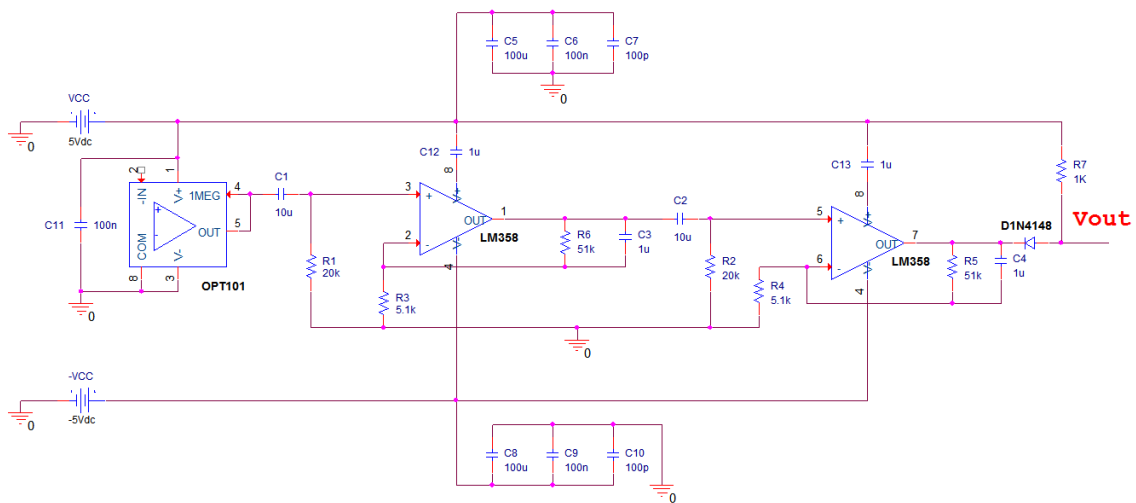


Imagen 4.7 – Esquemático del circuito analógico de amplificación, filtrado y acondicionamiento de la señal

### 4.4.1. Caracterización del filtro

La señal recibida por el circuito contiene componentes frecuenciales no deseadas para el cálculo de la saturación de oxígeno y la pulsación. Un filtro nos permitirá acondicionar la señal, con el fin de hacerla llegar en unas condiciones aceptables al pin de entrada del microcontrolador.

Se implementa un filtro paso banda de doble etapa. Este deberá ser diseñado para otorgar la ganancia necesaria a la señal y, con el efecto combinado del amplificador de transimpedancia, conseguir que el nivel de potencia recibido sea mayor a la sensibilidad del microcontrolador. Gracias a este hecho podremos muestrear la señal digitalmente a la salida del circuito.

La señal emitida por los LEDs, tras el paso por el tejido y la recepción del fotodiodo, es una señal de muy baja frecuencia. Para poder eliminar todas las componentes adicionales necesitaremos un filtro con una banda de paso en torno a 0.8 Hz y 3 Hz (Kong, Qin, Yang, & Lin, 2014). Para ello, procedemos a analizar la estructura del filtro y así determinar los valores de las resistencias y condensadores que vamos a emplear en su elaboración. Al ser un filtro compuesto por dos etapas, centraremos nuestro estudio únicamente en una de ellas.

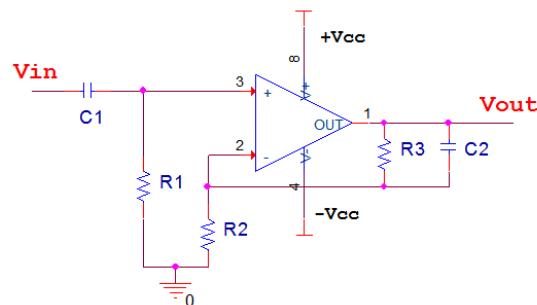


Imagen 4.8 – Filtro paso banda genérico

La función de transferencia nos permitirá hallar los polos y ceros del esquema circuital genérico de la Imagen 4.8. Por lo tanto, la fórmula que determina este concepto según la transformada de Laplace será:

$$H(s) = \frac{V_{out}(s)}{V_{in}(s)} = \left( \frac{R_2 + R_3}{R_2} \right) \times \frac{sC_1R_1 \times \left( 1 + \frac{sR_2R_3C_2}{R_2 + R_3} \right)}{(1 + sR_3C_2) \times (1 + sR_1C_1)}$$

La expresión anterior puede dividirse en dos bloques diferentes, siendo el primer cociente la ganancia del filtro y el segundo la determinación de los polos y ceros del mismo. Por lo tanto, simplificando tanto el numerador como el denominador obtendremos:

$$\begin{aligned} \text{Polos:} \quad W_{p1} &= \frac{1}{R_3C_2} \quad ; \quad W_{p2} = \frac{1}{R_1C_1} \\ \text{Ceros:} \quad W_{z1} &= 0 \quad ; \quad W_{z2} = \frac{R_2 + R_3}{R_2R_3C_2} \end{aligned}$$

Basándonos en el circuito realizado por (Kong, Qin, Yang, & Lin, 2014) utilizamos el valor de los componentes electrónicos propuestos para caracterizar el filtro. Por lo tanto, sustituyendo en las expresiones anteriores, obtendríamos un primer polo situado en 0,796 Hz y el segundo en 3,12 Hz. En cuanto a los ceros, hallaremos uno en 0 Hz y otro en 34,3 Hz. Si empleamos estos valores para la expresión de la ganancia, calcularemos un valor teórico de 20 dB.

Al implementar dos etapas, la ganancia total del filtro deberá ser multiplicada por dos en unidades logarítmicas, es decir, 40 dB. Por lo tanto, podemos afirmar que, junto al efecto del amplificador de transimpedancia, la ganancia experimentada por la señal será muy elevada.

#### 4.4.2. Implementación del filtro

El chip seleccionado para incorporar los amplificadores operacionales al montaje es el modelo LM358 (Texas Instruments, Dallas, Texas, EEUU).

Este componente soporta un amplio rango de tensiones de alimentación duales, siendo de entre  $\pm 1,5V$  y  $\pm 16V$ . Además, la tensión de entrada puede oscilar entre los -0,3V y 32V, ofreciéndonos un intervalo inmenso de seguridad ante posibles incoherencias circuitales. Dispone de una ganancia de 100 dB en bucle abierto y posee un offset muy bajo (3mV), por lo que no dificultará el tratamiento posterior de la señal a procesar.

La dependencia del componente con la temperatura es muy baja, soportando un intervalo muy extenso en cuanto a este factor. Asimismo presenta una respuesta rápida, de unos 8  $\mu s$  perfectamente compatible con la adquisición de los diferentes valores de la señal producidos por la emisión de los LEDs y la actuación del fotodiodo.

Uno de los parámetros más importantes para la aplicación en la pulsioximetría es la frecuencia, ya que al manejar señales en niveles tan bajos del espectro, debemos prestar especial atención a este aspecto del diseño. Concretamente, este chip posee una respuesta adecuada a muy bajas frecuencias, con un factor de rechazo común (CMRR) de en torno a 90 dB en los primeros hertzios y decrementando hasta los 70 dB a los 10 Hz. Por lo tanto, el rechazo que ofrece esta configuración a la entrada del voltaje común no supondrá un obstáculo para la toma de lecturas en pacientes (más detalles en el apartado 3.6.4).

Al tener que diseñar un filtro de doble etapa, este chip nos ha facilitado mucho el montaje ya que internamente dispone de dos amplificadores operacionales y sus dimensiones son bastante

reducidas (9,81 mm x 6,35 mm), adaptándose perfectamente a nuestras necesidades. En definitiva, se trata de un candidato ideal para introducir en nuestro circuito analógico.

Además del amplificador operacional, se han incluido los componentes pasivos correspondientes (resistencias y condensadores) siguiendo la estructura y los valores planteados en la Imagen 4.7.

#### 4.4.3. Diseño del circuito de prototipado: Elementos adicionales

Como elementos adicionales al filtro, se han empleado una serie de componentes electrónicos que nos han facilitado el diseño del circuito analógico. Hemos instalado un LED en cada línea de alimentación de la placa de inserción con su respectiva resistencia de carga (1 K $\Omega$ ), para que reflejen el correcto funcionamiento del circuito. En caso de producirse un cortocircuito, el LED correspondiente a esa alimentación se apagaría advirtiéndonos de este hecho. Además, se han implementado unos condensadores de desacoplo para reducir el ruido que pueda producirse en el circuito y así minimizar las posibles fuentes de errores que puedan afectar al rendimiento del pulsioxímetro.

En la imagen siguiente podemos apreciar la implementación final del circuito. La integración de un diodo junto con una resistencia de *pull-up* se encuentra justificada en la sección *Resultados y Conclusiones*.

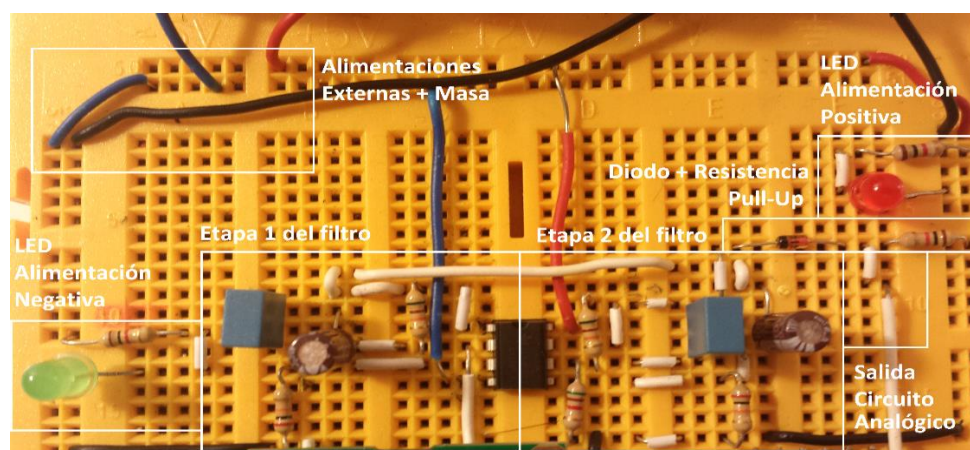


Imagen 4.9 – Layout del circuito analógico implementado

#### 4.5. Microcontrolador y pantalla LCD

Con el fin de realizar un prototipo orientado a la usabilidad, lo más aconsejable es implementar un microcontrolador de dimensiones reducidas; ya que así facilitaremos su utilización por parte del personal sanitario y además aproximaremos el dispositivo a un posible diseño portable. No obstante, los microcontroladores pequeños suelen estar reñidos con su número de pines, por lo que necesitamos encontrar un modelo con un compromiso entre ambos parámetros, siendo el más apropiado para ello el microcontrolador *Arduino Pro Mini*.

Las dimensiones físicas del componente son de 1,8 cm x 3,3 cm. A la par, sus prestaciones técnicas se adaptan perfectamente a nuestra aplicación en la pulsioximetría, con una alimentación no regulada soportable de entre 5V y 12V y 20 pines disponibles, 14 digitales y 6 analógicos con una resolución de 10 bits cada uno. Contiene un procesador ATmega328 con 32 KB de memoria flash (2 KB ocupados por el *bootloader*) y 16 Mhz de velocidad de reloj, recursos más que suficientes para almacenar y procesar nuestro algoritmo. Asimismo presenta un



comportamiento muy robusto, ya que es capaz de operar sometido a temperaturas de entre -40°C y 85°C.

Posee dos temporizadores de interrupciones muy apropiados para diseñar rutinas de comportamiento a lo largo de la ejecución del código. Dispone de un convertidor analógico/digital (ADC) que nos será de gran utilidad para muestrear la señal de entrada y además, soporta comunicación SPI y UART TTL con el fin de poder establecer una conexión con el monitor serie en el entorno de desarrollo de Arduino.

Para poder aprovechar esta cualidad, y ante la falta de puerto USB, hemos tenido que adquirir un módulo adicional que nos permitiese cargar el código programado en su memoria interna. El módulo compatible seleccionado ha sido el *FTDI FT232RL* (Future Technology Devices International, Glasgow, Escocia). El coste de esta adquisición no ha sido incluido en los costes finales del pulsioxímetro (más detalles en *Anexo 1*) debido a que un solo módulo nos permite programar una infinidad de microcontroladores, es decir, es reutilizable. Aun así, ha sido indispensable para poder desarrollar el sistema.

La señal analógica es introducida por el pin de entrada A0, donde será muestreada y procesada por las instrucciones definidas en el código programado. En cuanto a la activación alternada de los LEDs se utilizará el pin digital de salida número 10, por el que se emitirá una señal de 5V o de 0V en función del emisor que queramos excitar.

Gracias a la cantidad de pines de los que dispone, podremos conectar sus terminales con un *display* LCD que nos permita mostrar por pantalla los resultados del algoritmo, siendo estos las pulsaciones por minuto y la saturación de oxígeno en sangre del paciente. Para implementar este módulo, se ha seleccionado el modelo *HD44780* (Hitachi, Ibaraki, Japón), ya que presenta una gran relación calidad-precio. Funciona con una alimentación de entrada de 5V, por lo que se adapta sin dificultades a la alimentación del circuito definido previamente, posee retroiluminación y unas dimensiones de 6,45 cm x 1,45 cm. Además, soporta temperaturas de entre -20°C a 70°C y dispone de 2 filas y 16 columnas para presentar los caracteres necesarios.

La manipulación de este componente será fácilmente accesible gracias a la librería *LiquidCrystal.h* permitiéndonos otorgar el formato deseado al texto con unas simples secuencias. Además, dicha librería puede ser empleada para otros modelos de pantalla, por lo que el código no se vería alterado (excepto por las sentencias referentes a la disposición del texto) si prefiriésemos cambiar el *hardware* de implementación. Por ejemplo, un *display* de menos columnas seguiría siendo operativo y resultaría más conveniente y económico para un diseño del dispositivo orientado a la portabilidad.

En cuanto a las conexiones con el microcontrolador, se ha seguido la guía publicada en el sitio web de Arduino (Arduino, s.f.) para poder establecer un correcto funcionamiento del diseño. Como puntos a destacar, debe hacerse especial hincapié en la implementación del potenciómetro de 10 KΩ para regular el contraste del LCD y una resistencia de 10 Ω para el ajuste

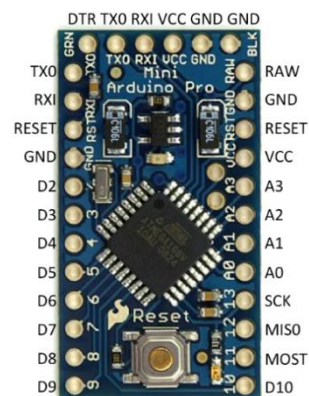


Imagen 4.10 – Pines del Arduino Pro Mini (Electronics Lovers, s.f.)

de retroiluminación de la propia pantalla. En la imagen siguiente se puede apreciar la implementación práctica de los componentes mencionados.

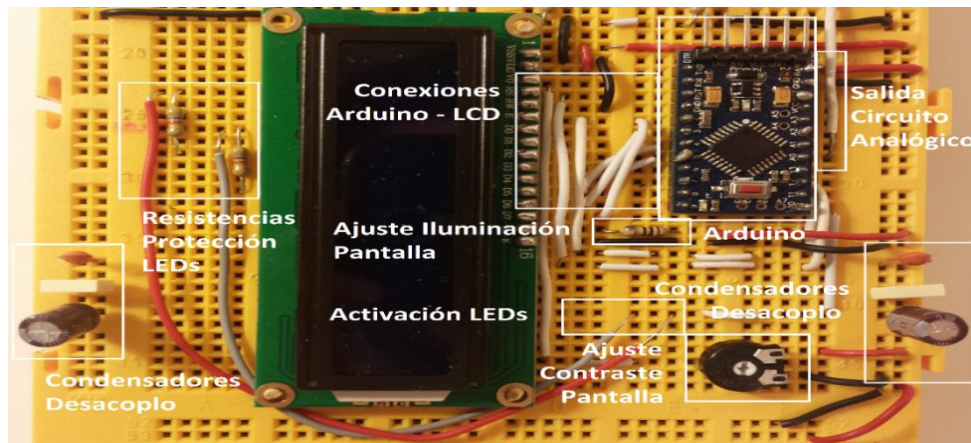


Imagen 4.11 – Layout de las conexiones entre el microcontrolador y la pantalla LCD

## 4.6. Código

Con el fin de facilitar su lectura, procedemos a comentar el código elaborado aplicando el propio orden de ejecución de sus sentencias.

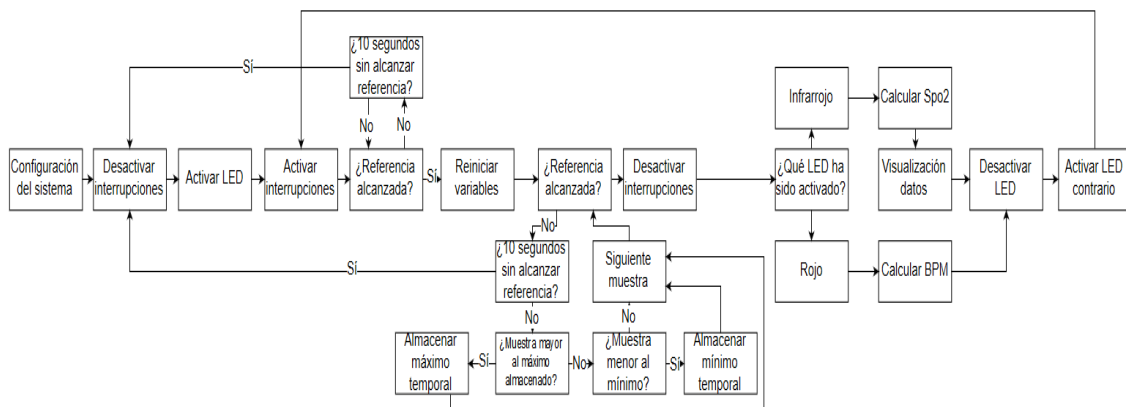


Imagen 4.12 – Diagrama explicativo del funcionamiento del código

### 4.6.1. Configuración del sistema

Se trata de la función `void setup()` del código. En este apartado determinaremos qué pines vamos a emplear y si estos son de entrada, de salida o para la conexión con el *display*. Aprovecharemos para inicializar el LED rojo emitiendo 5V por el pin 10, ya que será el terminal de salida el encargado de gestionar la activación de los emisores ópticos.

Seleccionaremos una tasa estándar de 9600 baudios para la comunicación UART TTL utilizada a través de nuestro módulo USB y configuraremos el formato de presentación del LCD. Además, en este apartado crearemos una interrupción asociándola a una de las funciones definidas en el mismo código, que en nuestro caso será la del muestreo de la señal procedente del circuito analógico.

La frecuencia de interrupción definida será de 0,04 segundos (25 Hz), ya que es un intervalo viable para las especificaciones técnicas de los componentes electrónicos utilizados y a su vez

superior al máximo retardo del que se dispondría para procesar una medida. Por último, se inicializarán las variables globales al valor deseado, dependiendo del rol que deba desempeñar cada una de ellas.

#### 4.6.2. Muestreo y análisis de la señal

Con el fin de determinar las constantes vitales del paciente, deberemos alternar la emisión de los LEDs. La señal resultante a la entrada del microcontrolador por cada una de estas excitaciones serán las que nos permitirán hallar los datos necesarios para el cálculo de la saturación de oxígeno en sangre y las pulsaciones por minuto. Estos datos serán los máximos, mínimos y el periodo de cada una de las señales.

Para determinarlos, aplicaremos la función asociada a la interrupción del temporizador del sistema. Cada 0,04 segundos, el pin analógico A0 deberá leer la señal procedente del circuito analógico que hay a su entrada. Será entonces cuando el microcontrolador aplicará su módulo de conversión analógico-digital (ADC).

Como el ADC cuenta con 10 bits de resolución, a la señal se le podrá otorgar hasta 1024 niveles de tensión para cuantificarla digitalmente. Por lo tanto, 5V (tensión máxima admitida por el Arduino) corresponden a la referencia máxima. Tras las medidas experimentales realizadas en el laboratorio, podemos determinar que la amplitud de nuestra señal íntegramente positiva es de 1,6V (más información en el apartado 5.1). Estableceremos, por tanto, una variable global como nivel de tensión de referencia que estará asociada aproximadamente a su valor medio, siendo este de 140.

Dicha referencia nos permitirá determinar en qué punto de la señal nos encontramos. Al tratar una señal periódica, podremos encontrarnos con este nivel de tensión dos veces por periodo. Centrándonos exclusivamente en uno de ellos, específicamente en el cruce “arriba-abajo”, en términos de niveles de tensión se cumplirá la condición de que la muestra actual será menor a la referencia, pero a su vez la muestra anterior será mayor a ambas. A partir de la determinación de dos de estos puntos, podremos suponer que la distancia temporal entre ambos corresponde al periodo de la señal.

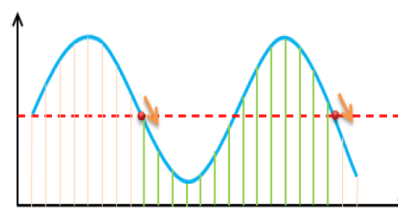


Imagen 4.13 – Referencia de la señal  
(Kong, Qin, Yang, & Lin, 2014)

Las referencias de tensión serán implementadas como bucles *while*. Lo primordial será activar el LED correspondiente (con una espera posterior de 2 segundos para estabilizar la emisión de luz) y mantener la lectura de la señal de entrada hasta posicionarnos en uno de estos puntos. Una vez alcanzado, se activará el temporizador de interrupciones asociado a la función de muestreo y determinación de máximos y mínimos durante el periodo vigente.

Para ello se comparará cada una de las muestras; si la actual es superior al máximo temporal almacenado, esta ocupará su lugar. En cambio si no se cumple esta condición, se comparará con el mínimo almacenado temporalmente y en caso de que sea inferior, el valor de la muestra actual se asignará como tal de manera provisional. Una vez comprobadas las condiciones, procederemos a analizar la siguiente muestra sometiéndola al mismo proceso. Por cada una de estas lecturas, el contador de interrupciones se incrementará en uno.

El proceso anterior finalizará cuando se monitorice una muestra de nivel equivalente a la tensión de referencia, donde detendremos las interrupciones para no seguir comparando máximos y mínimos. En caso de que este punto no llegase en menos de 10 segundos (250 interrupciones),



se ha implementado una sentencia de seguridad en la que se reinicializará el proceso completamente. Esta medida también surte efecto cuando esperamos al punto de inicio del periodo, ya que se ha implementado en una función genérica.

#### 4.6.3. Cálculo de las pulsaciones por minuto

A partir de una de las señales emitidas, podemos calcular las pulsaciones por minuto del paciente. Concretamente seleccionaremos la procedente del LED de espectro rojo, que según resultados experimentales es la que posee mayor amplitud (Silva, 2007).

El método elegido para hallar este indicador se basa en calcular la tasa de pulsaciones por minuto a partir del número de muestras analizadas durante el periodo de activación del LED rojo. Esta señal adquirirá valores por encima del umbral de referencia de tensión cuando la presión arterial incremente por la contracción del corazón. Por tanto, a partir del número de muestras contenidas en ese intervalo, se podrá analizar el periodo de medida entre sístoles. Hallaremos el pulso cardiaco del paciente extrapolando dicha medida:

$$BPM = \frac{60}{\text{periodo de interrupción} \times \text{número de muestras analizadas}}$$

Multiplicamos el valor por 60 para expresarlo en pulsaciones por minuto.

Se ha incluido una condición para filtrar las posibles medidas incoherentes generadas por los movimientos del paciente o el descuadre del montaje de la sonda provisional de medida. Para ello se han creado unos límites del parámetro fácilmente parametrizables por constantes globales; cualquier valor fuera de este intervalo no se mostrará por pantalla. Además, se ha programado una expresión que promedia la medida actual de pulsaciones con la anterior para “suavizar” las variaciones del indicador, otorgándole una relevancia del 60% a la lectura actual y del 40% restante a la medida anterior almacenada.

#### 4.6.4. Cálculo de la saturación de oxígeno en sangre

En cuanto a la saturación de oxígeno, se necesitarán los niveles de tensión máximos y mínimos de ambas señales (roja e infrarroja) durante un intervalo de tiempo de un periodo. Una vez almacenados dichos valores en sus respectivas variables, se hallará el valor eficaz de cada una de las señales.

$$V_{pp} = V_{max} - V_{min} \quad ; \quad V_{rms} = 0,5 \times \frac{V_{pp}}{\sqrt{2}}$$

A partir de las expresiones comentadas en el subapartado 3.2.4 relacionadas con la absorbancia de la luz en el tejido humano y sabiendo que la intensidad lumínica del haz es proporcional a la tensión eficaz de la señal obtenida, podemos implementar la función que nos permitirá hallar la relación R de absorbancias de la luz a las dos longitudes de onda propuestas.

$$R = \frac{A_{t,650nm}}{A_{t,940nm}} = \frac{\ln(V_{rms_{650nm}})}{\ln(V_{rms_{940nm}})}$$

Por último, debemos relacionar R con la estimación de la saturación de oxígeno ( $SpO_2$ ) a través de la curva de calibración empleada por el pulsioxímetro (más información en el subapartado 3.6.1.2).

$$SpO_2(\%) = A - (B \times R)$$

De nuevo, para evitar suministrar lecturas erróneas del parámetro, se ha promediado el valor final entre las últimas tres medidas realizadas. Introduciéndolas en un array de esta misma longitud, se van actualizando periódicamente con el fin de calcular la nueva medida a procesar.

#### 4.6.5. Bucle principal y sentencias posteriores

Los cálculos expuestos anteriormente deberán realizarse en un orden apropiado, ya que las variables que gestionan el muestreo y análisis de la señal son compartidas. Por ello, aprovechando la emisión inicial del LED rojo se calculan las pulsaciones y, posteriormente, se estima la saturación de oxígeno a partir de las medidas de ambos emisores ópticos.

Para evitar problemas en el procesamiento de estas sentencias, ha sido necesario prestar especial atención a la gestión de las interrupciones. Estas se activan antes de comenzar a esperar el punto de comienzo del periodo de la señal, y una vez alcanzado, se ejecuta una función encargada de reiniciar las variables globales del muestreo y adquisición de valores. De lo contrario, se estarían considerando datos pertenecientes a periodos diferentes al actual. Una vez finalizado el periodo, las interrupciones se detienen para no solapar los datos que necesitaremos en las expresiones matemáticas.

Este proceso se repite una y otra vez para la excitación alternada de ambos LEDs, por lo que se necesitarán variables diferentes para almacenar sus respectivos datos. Por ello, se ha creado una función genérica enfocada al tratamiento de la señal, donde los argumentos a pasar son el estado de la activación (*High* para el LED rojo y *Low* para el infrarrojo) y la variable de valor máximo y mínimo dependiendo de la fuente de luz a emplear.

Las secuencias posteriores a los procesos descritos son las destinadas a presentar los parámetros calculados en la pantalla LCD. En esta parte del código se determinará el formato de presentación del texto y se proveerá un tiempo de visualización de los parámetros del paciente antes de procesar la siguiente lectura.

## 5. Resultados y conclusiones

### 5.1. Modelo simulado y empírico del circuito analógico

Introduciendo los valores de los componentes que conforman el filtro en un simulador de circuitos, comprobamos que la respuesta es la esperada. Para poder representar la función de transferencia deberemos excitar su entrada con un tono que se encuentre en la banda de paso y con una tensión muy reducida para no saturar los amplificadores operaciones. Por ello introducimos virtualmente un tono de 1,48 Hz y una tensión de 50 mV. Debemos puntualizar que, para asegurar la mayor fidelidad con un modelo práctico, los componentes utilizados en el programa de diseño han sido descargados de las propias páginas web del fabricante correspondiente.

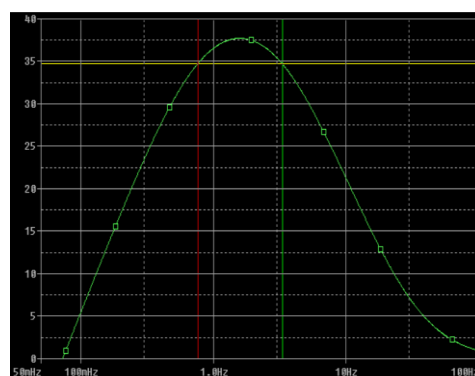


Imagen 5.1 – Simulación de la función de transferencia del filtro (Cursores referenciados al ancho de banda a -3 dB)

Una vez simulado el esquema, debemos comprobar el buen funcionamiento del sistema implementado. Para ello, en el laboratorio hemos empleado el generador de funciones con el objetivo de introducir tonos de frecuencias muy diferentes. Para poder caracterizar la respuesta

del filtro se han empleado los dos canales del osciloscopio, siendo capaces de ver la relación de amplitudes de la señal correspondiente entre la salida y la entrada. El barrido espectral que se ha empleado ha sido desde los 0,1 Hz hasta los 12 Hz, ya que es la sección que más nos interesa para su aplicación.

En la comparativa podemos comprobar que las respuestas son bastante similares. En los primeros hertzios, el caso real muestra unos 3 dB menos de ganancia que la simulación, mientras que a partir de los 5 Hz ocurre lo contrario. Considerando la simulación como el caso ideal, podemos afirmar que habrá ciertas componentes en la franja de 0,8Hz a 1,8Hz (nuestra banda de paso es de 0,8 a 3 Hz) con una atenuación que puede desembocar en lecturas erróneas.

Dichas disparidades pueden ser causadas por el efecto de parásitos generados por el montaje o incluso por las tolerancias de los componentes empleados, presentando variaciones de sus valores respecto al nominal. De todas maneras, la diferencia entre las respuestas es bastante reducida y desde el punto de vista empírico hemos comprobado que no hay problemas en el procesamiento de las muestras.

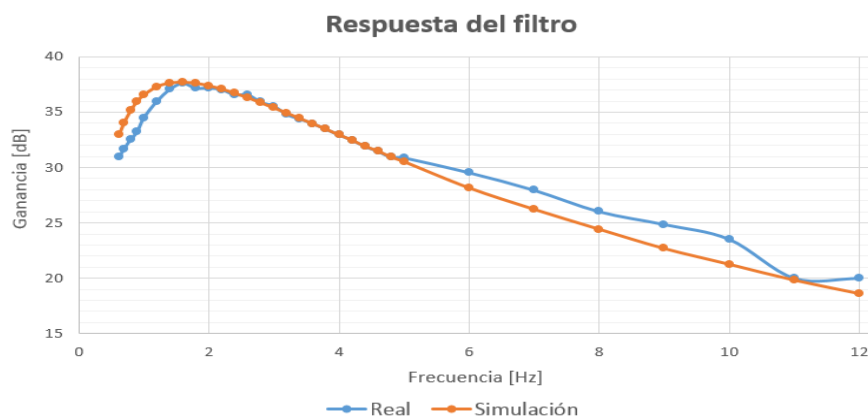


Gráfico 5.1 – Comparativa entre simulación e implementación práctica del filtro paso banda

Al estudiar la señal a la salida del filtro emitiendo una serie de pulsos con la sonda de medida en nuestro dedo, hemos adquirido unos valores de amplitud muy reducidos. Como el microcontrolador únicamente detecta los valores positivos de la señal y estos son tan bajos, debemos establecer una medida que nos permita hacer positiva la señal completa sin hacer variar su valor pico-pico. Esto es debido a que, posteriormente, necesitaremos muestrear esta señal de manera íntegra para hallar la saturación de oxígeno en sangre.

La solución para combatir esta limitación del sistema es la instalación de un diodo a la salida del filtro (Kong, Qin, Yang, & Lin, 2014). Específicamente utilizaremos un modelo típico, el 1N4148 (Vishay Intertechnology, Inc. Malvern, Pennsylvania, EEUU). Conectando el cátodo a la salida del filtro y el ánodo al pin analógico de entrada del microcontrolador de tal manera que se encuentre polarizado en directa, podremos aumentar en 0,7V la señal que alcance al diodo. A la salida de este, incluiremos una resistencia de *pull-up* con el fin de elevar la tensión en esta sección del circuito a 5V (alimentación



Imagen 5.2 – Señal a la salida del diodo

del pulsioxímetro) cuando no se están estableciendo medidas. Así evitaremos lecturas erróneas ante la falta de información en el pin de entrada del microcontrolador.

En este punto del sistema, la señal resultante es la correspondiente a la Imagen 5.2, donde podemos apreciar una señal periódica con una amplitud aproximada de 1,6V. Estos picos de tensión serán causados por la variación en la presión arterial, generada por la sístole y la diástole expuestas en secciones anteriores. A partir del período de esta señal podremos calcular el pulso cardiaco del paciente (más información en el apartado 4.6).

## 5.2. Comparativa con otros sistemas

En el mercado actual podemos encontrar un amplio catálogo de modelos de pulsioximetría. Con el fin de justificar la calidad de nuestro dispositivo, realizaremos una comparativa frente a dichos productos. Los criterios que emplearemos para realzar las diferencias entre los equipos serán referentes al grado de funcionalidad, coste y precisión de las medidas.

Como fase experimental, ha sido posible comparar nuestro sistema con el modelo *Prim MD300C15D* de manera práctica en el laboratorio. Realizando diferentes medidas sobre un grupo reducido de pacientes, ha sido posible confrontar el funcionamiento de ambas soluciones, permitiéndonos cuantificar la precisión de nuestro diseño. En cuanto al resto de dispositivos, únicamente se han podido contrastar a nivel de especificación técnica, detallando qué cobertura de prestaciones caracteriza a cada uno de los modelos propuestos. El coste de cada producto ha sido hallado a partir de los precios publicados en la web del proveedor (Aula Médica, Madrid, España), mientras que las especificaciones técnicas han sido consultadas en sus respectivos manuales.

Dispositivo	SLG CMS50DL	Prim MD300C15D	Onyx Vantage 9590	Mindray PM60	Proyecto
Dimensiones [mm]	57 x 32 x 31	58 x 34 x 32	56 x 33 x 32	120 x 55 x 30	170 x 110 x 10
Precisión HR [bpm]	± 2	± 2	± 3	± 3	± 5
Precisión SpO <sub>2</sub> [%]	± 2	± 3	± 2	± 2	± 4
Resolución HR [bpm]	± 1	± 1	± 1	± 1	± 1
Resolución SpO <sub>2</sub> [%]	± 1	± 1	± 1	± 1	± 1
Soporta Baja Perfusión	No	No	Sí	Sí	No
Conexión PC	No	No	No	Sí	No
Coste [€]	38,50	71,52	180,00	580,80	12,61

Tabla 5.1 – Comparativa del proyecto con sistemas existentes

Podemos observar que, a grandes rasgos, el pulsioxímetro presenta unas características similares a las del resto de productos a cambio de un precio muy inferior. Al tratarse de un prototipo, su grado de funcionalidad (prestaciones adicionales como alarmas, memoria interna, batería, soporte para pacientes con baja perfusión...) es mucho menor que el de los otros sistemas. Asimismo, se trata de un dispositivo más tedioso de emplear a raíz de sus dimensiones. No obstante, dispone de una resolución y precisión de medición muy semejantes a las contempladas en el mercado actual, parámetros altamente determinantes para estimar la calidad de un pulsioxímetro.

### 5.3. Conclusiones

Como parte de este proyecto se ha abordado el prototipado de un dispositivo médico que podría ser apto para el diagnóstico de un grupo de enfermedades respiratorias de una manera rápida y fiable. El dispositivo garantiza una precisión en las lecturas similar a la de otros sistemas presentes en el mercado actual.

Los esquemas de montaje han sido elaborados con modelos de componentes electrónicos reales, lo que asegura una implementación factible del proyecto. Aun así, es importante señalar que el resultado no deja de ser un prototipo, por lo que se contempla un gran número de fuentes de errores que afectarán a su rendimiento. Dichas limitaciones desembocarán en un margen de error relativo a la precisión de las medidas realizadas. Por lo tanto, se considera viable la aplicación de mejoras que enriquezcan el diseño tanto a nivel funcional como de usabilidad.

Este objetivo ha podido ser alcanzado a partir de la utilización de tecnología de distribución abierta (*open-hardware*) y a su vez de bajo coste. Se ha conseguido elaborar el proyecto con un precio final de 12,61 €, utilizando componentes estándar. Se trata pues de un diseño accesible, cuya integración y mantenimiento podrían ser abordados por empresas locales y *fablabs* en países en vías de desarrollo. Esto permitirá una mejora en la realización de diagnósticos en pacientes con síntomas relacionados con enfermedades respiratorias. Especialmente en estos países, el número de niños menores de cinco años que deben ser atendidos por dicha causa es muy elevado, por lo que facilitará significativamente la gestión de su demanda por parte del personal sanitario.

No obstante, se debe recordar que la pulsioximetría no identifica la causa del problema, sino que la información aportada por esta técnica se debe considerar un indicador complementario a una evaluación clínica más amplia que permita realizar un diagnóstico de forma fiable.

## 6. Trabajos futuros

Como hemos mencionado, el presente proyecto es un prototipo orientado a una implantación final en países subdesarrollados. Toda la documentación, así como las hojas de especificaciones, simulaciones y el código utilizado para el diseño del proyecto se encuentran en un repositorio público a disposición de cualquier persona interesada en mejorar sus prestaciones y combatir el abanico de limitaciones que se han descrito anteriormente (Alarcó Pérez, 2015).

Existe un amplio número de propósitos que pueden establecerse para mejorar la precisión y usabilidad del modelo implementado. Entre ellas, las más próximas a una posible fase de desarrollo posterior son las siguientes:

- **Nuevos indicadores vitales:** Además de calcular la saturación de oxígeno en sangre y las pulsaciones, el sistema podría medir otras constantes vitales del paciente con el fin de realizar un análisis más robusto. Por ejemplo, se podría integrar un sensor para diagnosticar su temperatura corporal.
- **Dimensiones del circuito analógico:** El proyecto podría implementarse en una placa PCB a partir de un circuito impreso. Empleando conexiones de este tipo se facilitaría enormemente su utilización por parte del personal médico. Además, esta medida le otorgaría mayor fiabilidad a su funcionamiento desde el punto de vista electrónico.
- **Esquema de alimentación:** A partir del empleo de reguladores de tensión se mitigaría significativamente el posible ruido generado en el dispositivo. Incluso podría integrarse un

puerto USB para alimentar el circuito con 5V y, junto a un regulador inversor de tensión, crear la línea de alimentación negativa con el fin de poder utilizar el sistema independientemente de una fuente como la del laboratorio. Además, al tratarse de un proyecto orientado a su implantación en países con elevados índices de pobreza, habría que estudiar la manera de reducir su consumo para abaratar los costes.

- **Interferencia electromagnética:** Una posible mejora sería rediseñar el circuito analógico de acondicionamiento de la señal con el objetivo de mejorar su calidad. Por ejemplo, la elaboración de filtros más precisos con respuestas espectrales más estrechas, nos permitiría eliminar más componentes frecuenciales generadas por las fuentes externas de ruido no deseadas y, por tanto, incrementar la relación SNR contemplada en nuestro circuito.

- **Sonda de medida diseñada con tecnología de impresión 3D:** Ante la gran cantidad de fuentes de errores que pueden empeorar el rendimiento del pulsioxímetro, cualquier mejora orientada a minimizar sus efectos resultará positivo para el diseño. Al crear una sonda que reduzca la interferencia óptica, la precisión de las medidas progresará notablemente. Además, el hecho de crear un soporte fijo que alinee automáticamente dichos componentes, se verá reflejado eficazmente en la estabilidad de las lecturas realizadas.

- **Haz lumínico:** A partir de la aplicación de técnicas ópticas, podría concentrarse la intensidad de la emisión de los LEDs en haces más directivos. Esto nos permitiría trabajar con más precisión debido a que la potencia recibida por el fotodetector aumentaría notablemente.

- **Temperatura de los emisores ópticos:** Debido a la corriente empleada para su activación, los LEDs sufren un calentamiento que genera variaciones en su espectro de emisión. Midiendo directamente dicha corriente, se podría determinar la temperatura del propio componente y escoger la curva de calibración más adecuada, traduciéndose en unos márgenes de error mucho más reducidos para las medidas realizadas.

- **Módulo Bluetooth:** El hecho de poder implementar una comunicación inalámbrica con otros dispositivos amplía exponencialmente sus posibilidades. Por ejemplo, se podría desarrollar una aplicación para móviles que nos mostrase gráficamente los datos enviados por el pulsioxímetro y los almacenase cronológicamente para ver su progreso a lo largo de un cierto intervalo de tiempo, o incluso poder establecer comparativas con bases de datos externas.

Asimismo, esta mejora sería un gran aliciente para otorgar un enfoque al proyecto orientado a la portabilidad. La introducción de baterías en el diseño para no depender de una fuente de alimentación externa sería un gran avance para la realización de diagnósticos fuera de las clínicas, situación muy habitual en la clínica de Manhica. Esta mejora estaría muy ligada a la miniaturización de las dimensiones físicas del dispositivo.

- **Código:** En términos de optimización, sería posible potenciar el funcionamiento del algoritmo de cálculo empleado. Además, se podría replantear la estructura de las interrupciones con el fin de mejorar la velocidad de procesamiento de las lecturas realizadas, así como de atribuirle nuevas funcionalidades al dispositivo a través del *software*.

Por ejemplo, podría aprovecharse la memoria interna disponible del microcontrolador para la creación de arrays y así generar una base de datos interna donde almacenar las lecturas realizadas. Gracias a esta propuesta, podrían volcarse los datos en un ordenador o enviarlos inalámbricamente por el módulo *Bluetooth* para su posterior tratamiento en un entorno más funcional.

- **Curva de calibración dinámica:** Para mejorar la precisión de las medidas, es necesario elaborar un algoritmo de calibración “in vivo” que permita calcular los coeficientes A y B. Para dicho proceso, el protocolo a seguir consiste en crear una base de datos de mediciones, tomadas por un cooxímetro o un pulsioxímetro calibrado, a partir de una serie de experimentos con diferentes muestras. Una vez finalizado dicho procedimiento y recopilado los valores correspondientes; los coeficientes pueden determinarse mediante la realización del ajuste lineal de los valores de la R a través del método de mínimos cuadrados, quedando definidos por las siguientes ecuaciones (Pedraza López, 2013).

$$A = \frac{\sum_{i=1}^n S_i \sum_{i=1}^n R_i^2 - \sum_{i=1}^n R_i \sum_{i=1}^n R_i S_i}{n \sum_{i=1}^n R_i^2 - (\sum_{i=1}^n R_i)^2} ; \quad B = \frac{n \sum_{i=1}^n R_i S_i - \sum_{i=1}^n R_i \sum_{i=1}^n S_i}{n \sum_{i=1}^n R_i^2 - (\sum_{i=1}^n R_i)^2}$$

Siendo Si el valor de SpO<sub>2</sub> medido por el dispositivo calibrado, Ri la relación R de absorbancias medida al correspondiente valor Si y n el número de mediciones realizadas.

- **Discriminación de hemoglobinas:** Los últimos avances en la pulsioximetría han permitido diseñar dispositivos capaces de discernir entre los diferentes tipos de hemoglobina. Esta funcionalidad podría implementarse a partir de la integración de fuentes de luz adicionales que operen en nuevos rangos del espectro, potenciando la precisión y fiabilidad de las medidas.

- **Movimientos del paciente:** Por último, podría introducirse el empleo de tecnología de extracción de la señal (SET). Se trata de una técnica para determinar las señales indicadoras del ruido generado por los movimientos involuntarios del paciente, que pueden eliminarse gracias a la configuración de filtros adaptativos.

## 7. Bibliografía

- Alarcó Pérez, J. (2015). *Repositorio Público GitHub*. Obtenido de <https://github.com/JorgeAlarcoPerez/Traspaso-TFG>
- Arduino. (s.f.). *Implementación del modelo Hitachi HD44780 con Arduino*. Obtenido de <https://www.arduino.cc/en/Tutorial/LiquidCrystalBlink>
- Aula Médica, Madrid, España. (s.f.). Obtenido de <http://www.suministromedico.com/>
- Balcells, J. (1992). *Interferencias electromagnéticas en sistemas electrónicos*. Marcombo.
- Banco Mundial. (2014). *Indicadores del desarrollo mundial*.
- Berkenbosch, J., & Tobias, J. (2006). Comparison of a new forehead reflectance pulse oximeter sensor with a conventional digit sensor in pediatric patients. *Respiratory Care*.
- Cheung, E., & Stommel, K. (1989). *Quantitative evaluation of a combined pulse oximetry and end-tidal CO<sub>2</sub> monitor*. Biomed. Instrum. Technol.
- Clayton, D., Webb, R., Ralston, A., Duthie, D., & Runciman, W. (1991). *Pulse oximeter probe: A comparison between finger, nose, ear, and forehead probes under conditions of poor perfusion*. Anaesthesia.
- Cornelissen, P. e. (1983). *Correction factors for hemoglobin derivatives in fetal blood, as measured with the IL CO-Oximeter*. Clin. Chem.
- Creagh Brown. (s.f.). Obtenido de Creagh Brown: <http://www.creaghbrown.co.uk>
- Curtis, H., & Barnes, N. (1979). *Biology*. Worth publ.
- Cysewska-Sobusiak, A. (1995). Problems of processing reliability in noninvasive measurements of blood oxygen saturation: Optoelectronic and electronic sensors. *International Society for Optics and Photonics*.
- D.G., B., Gauss, R., & Flugan, D. (1994). *US Patente nº 5,323,776*.
- Damianou, D. (1995). *The Wavelength Dependence of the Photoplethysmogram and its Implication to Pulse Oximetry*. University of Nottingham.
- Dassel, A. C., Graaff, R., Aardema, M., Zijlstra, W. G., & Aarnoudse, J. (1997). Effect of location of the sensor on reflectance pulse oximetry. *British Journal of Obstetrics and Gynaecology*.
- de Kock, J., Reynolds, K., Tarassenko, L., & Moyle, J. (1991). The effect of varying LED intensity on pulse oximeter accuracy. *J. Med. Eng. Technol.*
- Department of Anesthesia of University of San Francisco. (2007). *Takuo Aoyagi: discovery of pulse oximetry*. San Francisco.
- Eisenkraft, J. (1988). *Pulse Oximeter desaturation due to methemoglobinemia*.

*Electronics Lovers*. (s.f.). Obtenido de <http://www.electronicsovers.com>

Faisst, K., Kirkinen, P., König, V., Huch, A., & Huch, R. (1997). Intrapartum reflectance pulse oximetry: effects of sensor location and fixation duration on oxygen saturation readings. *Journal of Clinical Monitoring and Computing*.

Farnell element14, Leeds, Reino Unido. (s.f.). Obtenido de <http://es.farnell.com/>

Franco, S. (1988). *Design with operational amplifiers and analog integrated circuits*. McGraw-Hill.

Fundação Manhiça. (2013). *CISM Activiy Report*.

Future Technology Devices International, Glasgow, Escocia. (s.f.). Obtenido de <http://www.ftdichip.com/Products/ICs/FT232R.htm>

Globdd. (s.f.). Obtenido de Globdd: <http://www.globdd.com>

Goldman, J., Petterson, M., Kopotic, R., & Barker, S. (2000). Masimo signal extraction pulse oximetry. *Journal of Clinical Monitoring and Computing*.

Hitachi, Ibaraki, Japón. (s.f.). Obtenido de [https://en.wikipedia.org/wiki/Hitachi\\_HD44780\\_LCD\\_controller](https://en.wikipedia.org/wiki/Hitachi_HD44780_LCD_controller)

<http://www.howequipmentworks.com>. (s.f.).

<http://www.educima.com/>. (s.f.).

Instituto de Salud Global de Barcelona. (s.f.). *ISGlobal*. Obtenido de <http://www.isglobal.org/mozambique>

Kamat, V. (2002). *Pulse Oximetry*. Indian J. Anaesth.

Kong, F., Qin, Y., Yang, Z., & Lin, Z. (2014). *A wearable pulse oximeter*. Rutgers University.

Kyriacou, P. (2006). *Pulse oxymetry in the oesophagus*.

Mannheimer, P., Casciana, J., Fein, M., & Nierlich, S. (1997). *Wavelength selection for low saturation pulse oximetry*. IEEE Trans. Biomed. Eng.

Masimo. (2004). Signal Extraction Technology. *Technical Bulletin 1*. Irvine: Masimo Corporation.

Mendelson, Y., & Kent, J. (1989). *Variations in optical absorption spectra of adult and fetal hemoglobins and its effect in pulse oximetry*. IEEE Trans. Biomed. Eng.

Moyle, J. (1994). *Pulse Oximeters*. Londres: BMJ.

Moyle, J. (2002). *Pulse Oximetry*.

Nijland, R., Jongsma, H., Van den Berg, P., Nijhuis, J., & Oeseburg, B. (1995). The effect of pulsating arteries on reflectance pulse oximetry: measurements in adults and neonates. *Journal of Clinical Monitoring*.

Nunn, J. (2013). *Applied respiratory physiology*. Butterworth-Heinemann.

Panish, M., & Casey, H. J. (1969). *Temperature dependence of the energy gap in GaAs and GaP*. J. Appl. Phys.

Pedraza López, Ó. O. (2013). *Diseño de un pulsioxímetro de dedo con almacenamiento de datos*. Universidad Pública de Navarra.

Reynolds, K., De Kock, J., Tarassenko, L., & Moyle, J. (1991). Temperature dependence of LED and its theoretical effect on pulse oximetry. *Br. J. Anaesth.*

Rotar, V. (2012). *Health State Monitoring System Design*. Sacramento: California State University.

Ruch, T., Patton, H., & Howell, W. (1973). *Physiology and biophysics*.

Saito, S., Fukura, H., Shimada, H., & Fujita, T. (1995). Prolonged interference of blue dye "patent blue" with pulse oximetry readings. *Acta Anaesthesiol.*

Santamaria, T., & Williams, J. (1994). *Pulse Oximetry, Medical Device Research Report*.

Scharf, J., & Rusch, T. (1993). Optimization of portable pulse oximetry through fourier analysis. *IEEE Twelfth Southern Biomedical Engineering*. Tulane University.

Scheller, M., Unger, R., & Kelner, M. (1986). Effects of intravenously administered dyes on pulseoximetry readings. *Anaesthesiology*.

Sedaghat-Yazdi, F., Torres, A. J., Fortuna, R., & Geiss, D. M. (2008). Pulse oximeter accuracy and precision affected by sensor location in cyanotic children. *Pediatric Critical Care Medicine: A Journal of the Society of Critical Care Medicine and the World Federation of Pediatric Intensive and Critical Care Societies*.

Severinghaus, J., & Honda, Y. (1987). History of blood gas analysis. *Journal of clinical monitoring*.

Severinghaus, J., Naifeh, K., & Koh, S. (1989). Errors in 14 pulse oximeters during profound hypoxia. *J. Clin. Monit.*

Shelley, K., Tamai, D., Jablonka, D., Gesquiere, M., Stout, R., & Silverman, D. (2005). *The effect of venous pulsation on the forehead pulse oximeter wave form as a possible source of error in SpO2 calculation*. Anesthesia and Analgesia.



- Silva, C. (2007). *Desarrollo de herramientas de programación de alto nivel y aplicaciones de conectividad y almacenamiento para el microcontrolador MSP430*. Universidad Federico de Santa María.
- Steinke, J., & Shepherd, A. (1986). *Role of light scattering in whole blood oximetry*. IEEE Trans. Biomed. Eng.
- Tarassenko, L., & De Kock, J. (1991). In vitro investigation of the factors affecting pulse oximetry. *Biomed. Eng.*
- Texas Instruments, Dallas, Texas, EEUU. (s.f.). *Texas Instruments*. Obtenido de <http://www.farnell.com/datasheets/682873.pdf>; <http://www.ti.com/lit/ds/symlink/lm358.pdf>; <http://www.ti.com/lit/ds/symlink/opt101.pdf>
- The Science Picture Company. (s.f.). Obtenido de <http://www.sciencepicture.co>
- Tremper, K., & Barker, S. (1989). *Pulse Oximetry Anesthesiology*.
- Trivedi, N. S., Ghouri, A. F., Shah, N. K., Lai, E., & Barker, S. J. (1997). Effects of motion, ambient light, and hypoperfusion on pulse oximeter function. *Journal of Clinical Anesthesia*.
- Unicef. (2013). *Statistical Tables*.
- Vishay Intertechnology, Inc. Malvern, Pennsylvania, EEUU. (s.f.). *Farnell*. Obtenido de <http://www.farnell.com/datasheets/6609.pdf>; <http://www.farnell.com/datasheets/6509.pdf>
- Webster, J. G. (1997). *Design of pulse oximeters*. New York: Taylor & Francis Group.
- West, P., George, C., & Kryger, M. (1987). *Dynamic in vivo response characteristics of three oximeters. Hewlett-Packard 47201A, Biox III and Nellcor N-100 Sleep 10*.
- Wikipedia. (s.f.). Obtenido de <http://www.es.wikipedia.org>
- Wukitsch, M., Petterson, M., Tobler, D., & Pologe, J. (1988). *Pulse Oximetry: analysis of theory, technology and practice*. J. Clin. Monitoring.
- Zijlstra, W., Meeuwssen-van der Roest, W., & Buursma, A. (1991). *Absorption spectra of fetal and adult oxyhemoglobin, de-oxyhemoglobin, carboxyhemoglobin and methemoglobin*. Clin. Chem.

## 8. Anexos

### 8.1. Costes de fabricación

Producto	Precio [€]
Componentes pasivos + Cable + LEDs	0,78
Fotodiodo	4,24
Amplificadores Operacionales	0,08
Placa de inserción	1,68
Placa de soldadura	1,90
Microcontrolador <sup>(1)</sup>	2,24
Pantalla LCD <sup>(2)</sup>	1,69
<b>TOTAL <sup>(3)</sup></b>	<b>12,61</b>

Tabla 8.1 – Costes de fabricación del dispositivo

<sup>(1)</sup> El módulo de comunicación UART TTL para establecer una conexión en serie con el entorno de desarrollo de Arduino no ha sido incluido en la tabla de precios. Un solo módulo nos permite programar una infinidad de microcontroladores, por lo que es reutilizable. No obstante, es indispensable para poder desarrollar el sistema. Su precio de adquisición ha sido de 6,50 €.

<sup>(2)</sup> Podría emplearse cualquier otro tipo de LCD. Por ejemplo, un *display* con menor número de columnas resultaría más económico y no conllevaría modificaciones en el código (excepto en las sentencias que definan el formato del texto a presentar por pantalla).

<sup>(3)</sup> Los precios de cada componente son los correspondientes a los de un pedido masivo realizado a través de la web del proveedor (Farnell element14, Leeds, Reino Unido).