

Trabajo Fin de Grado

Grado en Ingeniería de las Tecnologías de Telecomunicación

Diseño e implementación de un pulsioxímetro reflexivo y estudio de su funcionamiento en diferentes zonas del cuerpo

Autor: Francisco González Romero

Tutores: Luis Javier Reina Tosina
David Naranjo Hernández

Dpto. Teoría de la Señal y Comunicaciones
Escuela Técnica Superior de Ingeniería
Universidad de Sevilla

Sevilla, 2019



Trabajo Fin de Grado
Grado en Ingeniería de las Tecnologías de Telecomunicación

Diseño e implementación de un pulsioxímetro reflexivo y estudio de su funcionamiento en diferentes zonas del cuerpo

Autor:

Francisco González Romero

Tutores:

Luis Javier Reina Tosina

Profesor Titular de Universidad

David Naranjo Hernández

Doctor Ingeniero de Telecomunicación

Dpto. de Teoría de la Señal y Comunicaciones

Escuela Técnica Superior de Ingeniería

Universidad de Sevilla

Sevilla, 2019

Trabajo Fin de Grado: Diseño e implementación de un pulsioxímetro reflexivo y estudio de su funcionamiento
en diferentes zonas del cuerpo

Autor: Francisco González Romero

Tutores: Luis Javier Reina Tosina
David Naranjo Hernández

El tribunal nombrado para juzgar el Proyecto arriba indicado, compuesto por los siguientes miembros:

Presidente:

Vocales:

Secretario:

Acuerdan otorgarle la calificación de:

Sevilla, 2019
El Secretario del Tribunal

Agradecimientos

En primer lugar, me gustaría dar las gracias al Profesor Luis Javier Reina Tosina por brindarme la oportunidad de realizar un proyecto de estas características, en el que he podido aplicar muchos de los conocimientos que he adquirido a lo largo de los años del Grado en Ingeniería de las Tecnologías de Telecomunicación. También quiero dar las gracias al Doctor David Naranjo Hernández por ayudarme a resolver las dudas que se me iban planteando durante la realización de este trabajo, que no han sido pocas.

Gracias a mi madre y a mi padre, Juana y Santiago, por apoyarme durante todos estos años.

Gracias a Santi, por estar siempre ahí y ser un buen hermano.

Gracias a Francisco y Manolo, por preocuparos por mí.

Gracias a mis amigos por todos los buenos momentos que hemos pasado juntos.

Gracias a mis profesores por ayudarme a crecer y mejorar.

En definitiva, gracias a todas las personas que en mayor o menor medida han contribuido a que me encuentre finalizando con tanta satisfacción y orgullo una de las etapas más importantes de mi vida.

Sevilla, 2019

A día de hoy, las enfermedades cardiovasculares son la principal causa de muerte en todo el mundo. La Organización Mundial de la Salud, OMS, calculó que en 2015, último año en el que se han publicado datos, murieron 17,7 millones de personas por enfermedades cardiovasculares, lo que representa un 31% de todas las muertes que se registraron en el mundo durante ese año. La prevención juega un papel importante en el tratamiento de estas enfermedades, medida que pasa por seguir hábitos de vida saludables y controlar los signos vitales del paciente, en algunos casos mediante una monitorización continua.

Dos de los signos vitales que proporcionan mayor información sobre el estado de salud de una persona son el ritmo cardíaco y la saturación de oxígeno en sangre. Estos dos parámetros se evalúan utilizando un dispositivo electrónico llamado pulsioxímetro. Los pulsioxímetros más extendidos tienen forma de pinza, se colocan en el dedo y operan mediante la transmisión de luz de un punto a otro del dedo. Sin embargo, la realización de tareas cotidianas puede resultar complicada si se tiene colocado este pulsioxímetro de pinza en uno de los dedos continuamente; por esta razón en este trabajo se estudia un método alternativo menos intrusivo. Para dar respuesta a esta necesidad se ha realizado el diseño e implementación de un pulsioxímetro basado en técnicas de reflexión de luz, en lugar de transmisión.

En primer lugar, se ha diseñado un prototipo de pulsioxímetro reflexivo, y para ello se ha elegido el sensor MAX30102 de Maxim Integrated y un microprocesador Arduino Nano. Con este hardware junto al código necesario se obtiene una señal que se analiza en Matlab.

El método reflexivo a diferencia del de transmisión no está limitado a partes periféricas del cuerpo en las que el emisor está en un lado y el receptor en el otro, por lo que el número de zonas en las que se pueden medir los parámetros de pulso y saturación de oxígeno a priori es mucho mayor. Este hecho hace necesario seleccionar, de todas las zonas posibles en las que se podrían tomar medidas, aquellas en las que el sensor obtiene una calidad de señal lo suficientemente buena como para ser procesada.

Una vez que se han elegido las zonas en las que se va a procesar la señal, se han tomado diferentes medidas en cada una de estas zonas en tres voluntarios varones de edades diferentes y se ha comprobado el comportamiento del sistema respecto a un pulsioxímetro comercial. Además, se han empleado dos métodos diferentes de procesamiento para el cálculo de la frecuencia cardíaca y la saturación de oxígeno con el fin de evaluar cuál de ellos funciona mejor en cada una de las zonas del cuerpo seleccionadas.

Abstract

According to the World Health Organization, the leading cause of human death in the world are cardiovascular diseases. In 2015, 17,7 million people died for this reason, this figure represents 31% of all deaths that were registered in the world that year. Prevention has an important role in the treatment of these diseases, this prevention is usually accomplished by following healthy habits and controlling the vital signs of the patient. In some of these patients a continuous control of these vital signs can be needed.

Two of the vital signs that give more information about a patient's health state are the beats per minute and the blood oxygen saturation. These two parameters are measured by an electronic device called pulse oximeter. The most common pulse oximeter has the form of clamp and is placed on one finger. They work by light transmission from one point of the finger to another so the light can cross the finger. In daily life this kind of pulse oximeter can be intrusive and might be hard to do daily activities wearing it. These are the reasons why in this project a less intrusive method is studied.

First of all, a prototype of a pulse oximeter that works using a reflexive method has been designed and implemented. This prototype is formed by the MAX30102 sensor by Maxim Integrated and an Arduino Nano microprocessor. This hardware works with Matlab code and can receive a signal that will be processed later.

Unlike the transmission method, the reflexive method is not limited to periferic parts, so the number of places that the parameters of beats per minute and oxygen saturation can be measured is much bigger. Because of this, a selection of all the places that could be measured in theory is made by the quality of the signal obtained in these places, this signal must be good enough to be processed.

Once we have the places where the signal is going to be analysed, several measurements are acquired with three volunteers of different ages. These measurements are taken to evaluate how good or bad is the sensor working compared to a comercial pulse oximeter. Besides, two different methods were used for calculing beats per minute and oxygen saturation so that we can evaluate which method works better in each part of the body.

| | |
|---|-------------|
| Agradecimientos | v |
| Resumen | vi |
| Abstract | vii |
| Índice | viii |
| Índice de Tablas | x |
| Índice de Figuras | xii |
| 1 Introducción | 1 |
| 1.1 <i>Objetivos</i> | 3 |
| 1.2 <i>Estructura del proyecto</i> | 3 |
| 2 Bases Fisiológicas | 5 |
| 2.1 <i>Oxígeno</i> | 5 |
| 2.2 <i>Sangre</i> | 5 |
| 2.3 <i>Hemoglobina</i> | 5 |
| 2.4 <i>Frecuencia Cardíaca</i> | 6 |
| 2.5 <i>Intercambio de oxígeno y dióxido de carbono</i> | 7 |
| 2.6 <i>Transporte de oxígeno y dióxido de carbono</i> | 7 |
| 2.7 <i>Saturación de oxígeno en la sangre</i> | 8 |
| 2.8 <i>Hipoxia y falta de oxígeno</i> | 8 |
| 3 Fundamentos Científicos y Tecnológicos | 10 |
| 3.1 <i>Antecedentes históricos</i> | 10 |
| 3.1.1 <i>Gasometría</i> | 11 |
| 3.2 <i>Fundamentos de la pulsioximetría</i> | 12 |
| 3.2.1 <i>Fotopletismografía</i> | 12 |
| 3.2.2 <i>Espectrofotometría</i> | 12 |
| 3.2.3 <i>Ley Beer-Lambert</i> | 13 |
| 3.2.4 <i>Cálculo del pulso</i> | 15 |
| 3.2.5 <i>Cálculo de la saturación de oxígeno en sangre</i> | 16 |
| 3.2.6 <i>Cálculo de R</i> | 17 |
| 3.3 <i>Técnicas para monitorizar la saturación de oxígeno en sangre</i> | 17 |
| 3.3.1 <i>Método por transmisión.</i> | 18 |
| 3.3.2 <i>Método por reflexión</i> | 18 |
| 3.4 <i>Limitaciones de la pulsioximetría</i> | 18 |
| 3.4.1 <i>Dispersión de la luz</i> | 19 |
| 3.4.2 <i>Componentes adicionales en la sangre</i> | 19 |
| 3.4.3 <i>Interferencia óptica</i> | 20 |
| 3.4.4 <i>Fuentes generadoras de ruido</i> | 20 |
| 3.4.5 <i>Posición de la sonda</i> | 20 |
| 3.4.6 <i>Temperatura</i> | 20 |
| 3.4.7 <i>Otras causas de imprecisión</i> | 21 |
| 3.5 <i>Revisión del Mercado</i> | 21 |
| 3.5.1 <i>Pulsioxímetros de dedo o compactos</i> | 21 |
| 3.5.2 <i>Pulsioxímetros con sonda</i> | 22 |

| | | |
|----------|--|-----------|
| 3.5.3 | Pulsioxímetros de sobremesa | 22 |
| 3.5.4 | Fabricantes principales | 22 |
| 3.5.5 | Pulsioxímetro reflexivo | 23 |
| 4 | Materiales y Métodos | 24 |
| 4.1 | <i>Materiales</i> | 24 |
| 4.1.1 | Sensor biomédico MAX30102 | 24 |
| 4.1.2 | Microcontrolador: Arduino Nano | 26 |
| 4.1.3 | Pulsioxímetro de dedo commercial: Hylogy MD-H32 | 27 |
| 4.1.4 | Accesorios adicionales utilizados en las medidas | 27 |
| 4.2 | <i>Métodos</i> | 27 |
| 4.2.1 | Estudio de las zonas óptimas de medida para el sensor de pulsioximetría reflexivo | 27 |
| 4.2.2 | Métodos para el cálculo de la frecuencia cardíaca y la saturación de oxígeno en sangre | 29 |
| 5 | Resultados y Discusión | 31 |
| 5.1 | <i>Construcción del prototipo</i> | 31 |
| 5.2 | <i>Configuración del prototipo</i> | 32 |
| 5.2.1 | Parámetros de configuración del sensor | 32 |
| 5.2.2 | Código en Arduino | 33 |
| 5.3 | <i>Búsqueda de las zonas óptimas para las medidas</i> | 35 |
| 5.3.1 | Código en Matlab para la toma de medidas | 35 |
| 5.3.2 | Criterios de clasificación de las muestras tomadas | 36 |
| 5.3.3 | Clasificación de las zonas del cuerpo analizadas | 36 |
| 5.4 | <i>Procesado de la señal en las zonas elegidas</i> | 38 |
| 5.4.1 | Implementación del método de picos y valles | 40 |
| 5.4.2 | Implementación del método del manual del MAX30102 | 42 |
| 5.5 | <i>Tablas de resultados de las medidas del sensor en las zonas óptimas</i> | 44 |
| 5.5.1 | Resultados usando el método de picos y valles | 45 |
| 5.5.2 | Resultados usando el método del manual | 45 |
| 5.5.3 | Tablas de errores medios | 45 |
| 5.6 | <i>Discusión de los resultados</i> | 46 |
| 6 | Conclusiones | 48 |
| 6.1 | <i>Conclusiones</i> | 48 |
| 6.2 | <i>Trabajo futuro</i> | 48 |
| | Referencias | 50 |
| 7 | Anexos | 53 |
| A. | <i>Código en Arduino para la configuración del sensor MAX30102</i> | 53 |
| B. | <i>Código en Matlab para la lectura y representación de datos recibidos</i> | 55 |
| C. | <i>Código de implementación del método de picos y valles en Matlab</i> | 57 |
| D. | <i>Código de implementación del método del manual del sensor en Matlab</i> | 63 |
| E. | <i>Tablas de resultados del método de picos y valles</i> | 70 |
| E.1 | Dedo | 70 |
| E.2 | Muñeca | 70 |
| E.3 | Frente | 71 |
| E.3 | Sien | 71 |
| E.4 | Ceja | 72 |
| F. | <i>Tablas de resultados del método del manual</i> | 73 |
| F.1 | Dedo | 73 |
| F.2 | Muñeca | 73 |
| F.3 | Frente | 74 |
| F.4 | Sien | 74 |
| F.5 | Ceja | 75 |

ÍNDICE DE TABLAS

| | |
|---|----|
| Tabla 2.1 Tiempo a partir del cual se produce daño celular por falta de oxígeno. | 9 |
| Tabla 5.1 Conexión de los pines de la placa de Arduino con los del sensor MAX30102. | 31 |
| Tabla 5.2 Relación entre la anchura del pulso y número de bits del ADC. | 32 |
| Tabla 5.3 Relaciones entre la frecuencia de muestreo, la anchura de pulso y los bits del ADC. | 33 |
| Tabla 5.4 Zonas óptimas para tomar las medidas. | 38 |
| Tabla 5.5 Edad, Altura y peso de las personas que han participado en el estudio. | 39 |
| Tabla 5.6 Resultados de las medidas en la frente para el sujeto A mediante el método de picos y valles. | 45 |
| Tabla 5.7 Resultados de las medidas en la frente para el sujeto A mediante el método del manual. | 45 |
| Tabla 5.8 Errores medios para el método de picos y valles en cada una de las zonas elegidas. | 45 |
| Tabla 5.9 Errores medios para el método del manual en cada una de las zonas elegidas. | 46 |
| Tabla 7.1 Resultados de las medidas en el dedo para el sujeto A usando el método de picos y valles. | 70 |
| Tabla 7.2 Resultados de las medidas en el dedo para el sujeto B usando el método de picos y valles. | 70 |
| Tabla 7.3 Resultados de las medidas en el dedo para el sujeto C usando el método de picos y valles. | 70 |
| Tabla 7.4 Resultados de las medidas en la muñeca para el sujeto A usando el método de picos y valles. | 70 |
| Tabla 7.5 Resultados de las medidas en la muñeca para el sujeto B usando el método de picos y valles. | 70 |
| Tabla 7.6 Resultados de las medidas en la muñeca para el sujeto C usando el método de picos y valles. | 70 |
| Tabla 7.7 Resultados de las medidas en la frente para el sujeto A usando el método de picos y valles. | 71 |
| Tabla 7.8 Resultados de las medidas en la frente para el sujeto B usando el método de picos y valles. | 71 |
| Tabla 7.9 Resultados de las medidas en la frente para el sujeto C usando el método de picos y valles. | 71 |
| Tabla 7.10 Resultados de las medidas en la sien para el sujeto A usando el método de picos y valles. | 71 |
| Tabla 7.11 Resultados de las medidas en la sien para el sujeto B usando el método de picos y valles. | 71 |
| Tabla 7.12 Resultados de las medidas en la sien para el sujeto C usando el método de picos y valles. | 71 |
| Tabla 7.13 Resultados de las medidas en la ceja para el sujeto A usando el método de picos y valles. | 72 |
| Tabla 7.14 Resultados de las medidas en la ceja para el sujeto B usando el método de picos y valles. | 72 |
| Tabla 7.15 Resultados de las medidas en la ceja para el sujeto C usando el método de picos y valles. | 72 |
| Tabla 7.16 Resultados de las medidas en el dedo para el sujeto A usando el método del manual. | 73 |
| Tabla 7.17 Resultados de las medidas en el dedo para el sujeto B usando el método del manual. | 73 |
| Tabla 7.18 Resultados de las medidas en el dedo para el sujeto C usando el método del manual. | 73 |
| Tabla 7.19 Resultados de las medidas en la muñeca para el sujeto A usando el método del manual. | 73 |
| Tabla 7.20 Resultados de las medidas en la muñeca para el sujeto B usando el método del manual. | 73 |
| Tabla 7.21 Resultados de las medidas en la muñeca para el sujeto C usando el método del manual. | 73 |
| Tabla 7.22 Resultados de las medidas en la frente para el sujeto A usando el método del manual. | 74 |
| Tabla 7.23 Resultados de las medidas en la frente para el sujeto B usando el método del manual. | 74 |
| Tabla 7.24 Resultados de las medidas en la frente para el sujeto C usando el método del manual. | 74 |
| Tabla 7.25 Resultados de las medidas en la sien para el sujeto A usando el método del manual. | 74 |
| Tabla 7.26 Resultados de las medidas en la sien para el sujeto B usando el método del manual. | 74 |
| Tabla 7.27 Resultados de las medidas en la sien para el sujeto C usando el método del manual. | 74 |

| | |
|---|----|
| Tabla 7.28 Resultados de las medidas en la ceja para el sujeto A usando el método del manual. | 75 |
| Tabla 7.29 Resultados de las medidas en la ceja para el sujeto B usando el método del manual. | 75 |
| Tabla 7.30 Resultados de las medidas en la ceja para el sujeto C usando el método del manual. | 75 |

ÍNDICE DE FIGURAS

| | |
|--|----|
| Figura 1.1 Esquemas de funcionamiento mediante transmisión y reflexión [8]. | 2 |
| Figura 2.1 Intercambio de oxígeno en las células [13]. | 6 |
| Figura 2.2 Anatomía del corazón [37]. | 6 |
| Figura 2.3 Transporte de oxígeno y dióxido de carbono en la sangre [10]. | 8 |
| Figura 3.1 Primer pulsioxímetro que se comercializó, el OLV-5100 de Nihon Kohden [38]. | 10 |
| Figura 3.2 Ejemplo de arquitectura de un sistema inalámbrico de monitorización y alarma de frecuencia cardíaca basado en IoT [23]. | 11 |
| Figura 3.3 Funcionamiento de fotopleximografía por reflexión [26]. | 12 |
| Figura 3.4 Absorción de HbO ₂ y Hb para diferentes longitudes de onda [6]. | 13 |
| Figura 3.5 Diferencia entre arterias con baja y alta concentración [36]. | 14 |
| Figura 3.6 Diferencias entre arterias estrechas y gruesas [36]. | 14 |
| Figura 3.7 Ejemplo de aplicación por reflexión de la Ley Beer-Lambert [25]. | 15 |
| Figura 3.8 Componentes de la señal PPG [26]. | 16 |
| Figura 3.9 Esquema de funcionamiento del método de transmisión [28]. | 18 |
| Figura 3.10 Esquema de funcionamiento del método reflexivo [28]. | 18 |
| Figura 3.11 Pulsioxímetro de dedo AGPTEK [40]. | 21 |
| Figura 3.12 Pulsioxímetro NONIN 2500 PalmSat [41]. | 22 |
| Figura 3.13 Pulsioxímetro LIBRA de NELLCOR [39]. | 22 |
| Figura 4.1 Sensor MAX30102. | 24 |
| Figura 4.2 Arquitectura interna en bloques del sensor MAX30102. | 25 |
| Figura 4.3 Espectro de emisión del LED rojo. | 25 |
| Figura 4.4 Espectro de emisión del LED infrarrojo. | 25 |
| Figura 4.5 Curva de responsividad del fotodiodo del MAX30102. | 26 |
| Figura 4.6 Logo de Arduino. | 26 |
| Figura 4.7 Pulsioxímetro de dedo de Hylogy, modelo MD-H32. | 27 |
| Figura 4.8 Arterias principales del cuerpo humano [33]. | 28 |
| Figura 4.9 Método de picos y valles. | 29 |
| Figura 4.10 Método para el cálculo de la saturación de oxígeno explicado en el manual del MAX30102. | 30 |
| Figura 5.1 .Placa de Arduino al comienzo y al final del proceso de conexión de pines. | 31 |
| Figura 5.2 Evolución del aspecto del sensor MAX30102 durante la construcción del prototipo. | 32 |
| Figura 5.3 Procedimiento de encendido y apagado de los LEDs a una frecuencia de muestreo de 1kHz. | 33 |
| Figura 5.4 Primeras líneas generadas en una medida y enviadas por el puerto serie. | 35 |
| Figura 5.5 Diferentes formas que toman las señales que obtiene el sensor, junto a la razón de su forma [42]. | 36 |
| Figura 5.6 Ejemplo de señal recibida buena. | 37 |
| Figura 5.7 Ejemplo de señal recibida mala. | 37 |
| Figura 5.8 Diagrama de la estructura general de los ficheros de procesamiento. | 40 |

1 INTRODUCCIÓN

Los avances en Medicina siempre han estado directamente relacionados con innovaciones tecnológicas que facilitan la detección, seguimiento o tratamiento de enfermedades. Estos avances tecnológicos junto a descubrimientos médicos han permitido que se pase de una esperanza de vida de 50 años en 1900 a unos 80 años en el siglo XXI. La mayor esperanza de vida y un descenso en el número de nacimientos son factores que han favorecido un envejecimiento de la población, y como consecuencia se tiene una mayor demanda de servicios médicos, pues es en la vejez es cuando más se necesitan. El incremento de la demanda de servicios médicos por parte de la población implica una nueva forma de ofrecerlos, para ello el cuidado de la salud se apoya en las nuevas tecnologías.

La Medicina moderna se caracteriza por la forma de afrontar una serie de retos, entre los que destaca el de reducir la probabilidad de aparición de una enfermedad y controlar su progresión mediante el paradigma de la medicina preventiva, que pretende aplicar, fomentar e investigar actividades de promoción y protección de la salud en la población. Otro de los principales desafíos que se afronta es el de poder ofrecer al paciente un diagnóstico y tratamiento concreto, medicina personalizada, basada en el conocimiento general que se tiene de la enfermedad, pero adecuándolo a la individualidad de cada persona, de esta forma se consigue mejorar la eficacia en cada paciente y disminuir los posibles efectos secundarios. En definitiva, se trata de que el cuidado de la salud y las nuevas técnicas y tecnologías se complementen para avanzar de forma conjunta.

Ante el problema de mayor demanda de servicios sanitarios, el conjunto de Tecnologías de la Información y la Comunicación (TICs) se presentan como una buena solución. Las TICs que se emplean en el entorno sanitario en materia de prevención, diagnóstico, tratamiento o seguimiento forman parte de lo que se denomina eSalud [1]. Las aplicaciones móviles, los dispositivos “wearables”, sensores cada vez menos invasivos o el Big Data, son algunos ejemplos de cómo se produce una convergencia entre las tendencias en Medicina y las tecnologías actuales que confluyen a través de la eSalud. Los servicios más destacados que ofrece la eSalud son los siguientes:

- Historia clínica electrónica. Poder disponer de los historiales de forma electrónica facilita el intercambio de datos entre diferentes especialistas que hayan tratado a un paciente, además la consulta y edición del historial se hace de forma más ágil.
- Difusión de información orientada al especialista. Los profesionales sanitarios disponen de nuevas plataformas que le facilitan el acceso a la información.
- Difusión de información orientada al ciudadano. La preocupación de la sociedad por su estado de salud crea una demanda de información que se satisface mediante los muchos recursos electrónicos disponibles en la web que informan sobre asuntos médicos y hábitos saludables.
- Servicios de monitorización. Uno de los aspectos más novedosos de esta nueva forma de entender la medicina es que en algunos casos ya no es necesario que el paciente tenga que desplazarse al hospital para realizar las pruebas oportunas, sino que desde su casa mediante dispositivos fáciles de usar se pueden tomar las medidas, proporcionar los datos a los profesionales médicos y analizarlos en detalle. Esta nueva forma de entender la medicina provoca que se produzca una descentralización en los servicios sanitarios, de este modo se evitan las saturaciones en los hospitales.

La supervisión en tiempo real de parámetros clínicos mediante sensores inteligentes se presenta como una de las tendencias más prometedoras para la prevención y tratamiento de las enfermedades cardiovasculares y respiratorias [2], mejorando la calidad de vida de los pacientes y bajando los costes en salud pública [3]. Distintos estudios manifiestan que cuando pacientes con enfermedades respiratorias como la EPOC, enfermedad pulmonar obstructiva crónica, son monitorizados de forma remota, su ingreso en hospitales desciende hasta un 50% y los costes de hospitalización disminuyen en torno a un 17% [4].

Según el Instituto Nacional de Estadística [5], las enfermedades cardiovasculares son la primera causa de muerte en España. El tratamiento de estas dolencias implica un control de diferentes constantes vitales entre las que se encuentran el pulso y el nivel de oxígeno en sangre. En algunos casos el control de estas constantes vitales puede que tenga que ser continuo, para ello será necesario el uso de un servicio de monitorización que utilice un

pulsioxímetro.

Un pulsioxímetro mide, de forma no invasiva, la saturación de oxígeno en sangre y el ritmo cardíaco de una persona. La monitorización de estas constantes vitales permite saber si se encuentran en unos valores normales y en caso de que no sea así, reaccionar ante este hecho. Un porcentaje adecuado de oxígeno en sangre se sitúa entre el 95% y el 100% [6], si el porcentaje es menor del 90% se produce hipoxemia y si es menor del 80% se considera hipoxemia severa. Las causas que pueden provocar hipoxemia son muy numerosas, aunque la mayoría de los casos están vinculados a enfermedades pulmonares o cardiovasculares. Otras causas de hipoxemia pueden ser la apnea del sueño o la falta de oxígeno en el aire, por ejemplo, en altitudes muy altas. La disminución de los niveles de oxígeno en sangre puede causar diversos síntomas como mareos, problemas respiratorios, confusión, trastornos del sueño, espasmos musculares, dolor en el pecho, palpitaciones, etc. Por otro lado, el pulso o ritmo cardíaco de una persona sin problemas de salud se sitúa entre las 50 y 100 pulsaciones por minuto. Se produce taquicardia si el ritmo es mayor a 100 latidos y bradicardia si las pulsaciones por minuto son inferiores a 50, sin embargo, estos valores son aproximados, ya que hay que tener en cuenta el estado de salud concreto del paciente.

Como se comentaba anteriormente, un pulsioxímetro toma medidas de forma no invasiva, los procedimientos no invasivos involucran instrumentos que no perforen la piel ni penetren físicamente el cuerpo. Antes de la implementación de los pulsioxímetros para poder medir la saturación de oxígeno en sangre era necesario emplear un método invasivo conocido como gasometría arterial, que consistía en la extracción de sangre de una arteria para posteriormente analizarla en un laboratorio. La gasometría arterial no solo es un procedimiento más lento y molesto para el paciente, sino que además es mucho más costoso al tener que realizar un análisis de la sangre en un laboratorio. Sobre este método se profundizará en el capítulo 3, en el apartado de Antecedentes Históricos. [7]. Si bien el pulsioxímetro es un dispositivo no invasivo sí que puede ser molesto realizar tareas cotidianas mientras se usa, ya que limita la libertad de movimiento al usuario.

La forma más extendida de pulsioxímetro tiene forma de pinza, se coloca en el dedo y mediante la transmisión de la luz de un punto a otro del dedo se calcula el pulso y la saturación de oxígeno. El método alternativo para el cálculo de estos parámetros es el reflexivo, y aunque no es frecuente su uso en dispositivos comerciales posee algunas ventajas respecto al método convencional. Estudiar las ventajas e inconvenientes que ofrece un dispositivo que funcione mediante reflexión resulta de gran interés, ya que a diferencia del método de transmisión, que funciona en partes periféricas del cuerpo como el dedo, la reflexión de la luz no tiene esta limitación y a priori se podría usar en un mayor número de zonas del cuerpo. En la figura 1.1 se muestra el esquema de funcionamiento de los dos métodos que se han comentado.

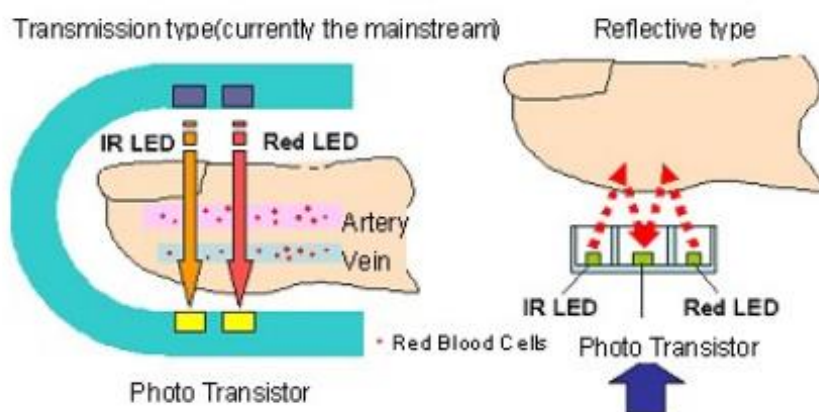


Figura 1.1 Esquemas de funcionamiento mediante transmisión y reflexión [8].

En conclusión, los nuevos avances tecnológicos permiten que la Medicina pueda evolucionar de una forma más rápida y eficaz. Una parte importante de estos avances pasan por el diseño e integración en el marco de la eSalud de nuevos dispositivos médicos. Los pulsioxímetros que funcionan mediante transmisión de la luz presentan algunas limitaciones y ante un mercado que demanda dispositivos cada vez más pequeños, baratos, fáciles y cómodos de usar, estudiar si la pulsioximetría reflexiva es capaz de superar estas limitaciones y satisfacer la demanda comercial resulta de gran interés.

1.1 Objetivos

El principal objetivo de este Trabajo de Fin de Grado es diseñar e implementar un primer prototipo de pulsioxímetro capaz de medir el nivel de saturación de oxígeno en sangre y el pulso de una persona haciendo uso de un método reflexivo. Se pretende que su uso no esté limitado a una sola parte del cuerpo, como podría ser el dedo, sino comprobar el funcionamiento del dispositivo en diferentes zonas.

Para poder llevar a cabo este objetivo principal es necesario desarrollar y cumplir los objetivos secundarios que se exponen a continuación:

1. Análisis de técnicas de monitorización del nivel de saturación de oxígeno en sangre y frecuencia cardíaca de forma no invasiva.
2. Investigación, diseño e implementación de un sistema que cumpla las necesidades tecnológicas del proyecto. El coste del prototipo del pulsioxímetro será un factor clave en el diseño.
3. Estudio de evaluación del funcionamiento del dispositivo en diferentes zonas del cuerpo que resulten de interés y en personas de diferentes edades.
4. Desarrollo y evaluación de métodos de procesado para la estimación de la saturación de oxígeno y medida del pulso cardíaco a partir de medidas reflexivas.

1.2 Estructura del proyecto

Los capítulos que constituyen este proyecto son los siguientes:

- **Capítulo 1. Introducción.** En el primer capítulo se destaca la importancia del uso de la tecnología en Medicina, también se pone de manifiesto la importancia de las enfermedades cardiovasculares en la sociedad y cómo la monitorización del pulso y la saturación de oxígeno en sangre permite conocer el alcance y estado de estas enfermedades.
- **Capítulo 2. Bases Fisiológicas.** En los subapartados de este capítulo se presenta el oxígeno, la sangre y la hemoglobina con el fin de conocer cuál es su función en el organismo y cómo interactúan entre sí. Esta interacción entre los elementos descritos se produce mediante procesos como el intercambio y transporte de oxígeno. En este capítulo también se define formalmente la frecuencia cardíaca y la saturación de oxígeno en sangre.
- **Capítulo 3. Fundamentos Científicos y Tecnológicos.** El tercer capítulo comienza haciendo un estudio de los antecedentes históricos de la pulsioximetría, desde su origen hasta la actualidad, y se dedica un subapartado a la gasometría. En el apartado siguiente se explican los dos métodos en los que se basa la pulsioximetría, la fotopleximografía y la espectrofotometría. Estos dos métodos basan su funcionamiento en la Ley Beer-Lambert por lo que se presenta dicha ley y se modela matemáticamente la frecuencia cardíaca, la saturación de oxígeno en sangre y el parámetro R.
- **Capítulo 4. Materiales y Métodos.** En esta parte de la memoria se describen los materiales que han sido necesarios para realizar el trabajo, como el sensor MAX30102 y el microprocesador Arduino Nano. Además, se detalla el procedimiento que se ha seguido para la toma de medidas en las diferentes partes del cuerpo. En la parte final del capítulo, se explican en detalle los dos métodos para el cálculo de la frecuencia cardíaca y la saturación de oxígeno que se han implementado en el procesado de la señal en Matlab.
- **Capítulo 5. Resultados y Discusión.** Los resultados que se han logrado en el desarrollo del proyecto se estudian en este capítulo. En primer lugar, se comenta cómo se ha construido el prototipo, cuál es su configuración y los aspectos más destacados de esta. A continuación, se presentan los resultados que se han obtenido en todas las zonas del cuerpo en las que se han tomado medidas para comprobar la calidad de señal que recibe el prototipo. Luego, se muestran en tablas los datos más significativos que se han obtenido del procesado de señal en las zonas en las que el dispositivo funciona mejor. El capítulo termina con una discusión sobre los resultados. En la primera parte de la discusión se destacan las zonas en las que se recibe una calidad de señal lo suficientemente buena como para ser procesada y en la segunda parte se discute qué método de los dos que se han implementado en Matlab funciona mejor en cada una de las zonas que se han analizado.

- **Capítulo 6. Conclusiones.** En el último capítulo se llega a una serie de conclusiones a partir de los resultados que se han obtenido. Además, se plantean ampliaciones y líneas de trabajo futuras en las que se podría seguir desarrollando el proyecto.

2 BASES FISIOLÓGICAS

Para entender cómo funciona la pulsioximetría es necesario conocer los principios fisiológicos que permiten su desarrollo. Para ello es necesario estudiar agentes como el oxígeno o la hemoglobina y procesos como el intercambio y transporte de oxígeno y dióxido de carbono.

2.1 Oxígeno

El oxígeno, O_2 , es un gas incoloro, inodoro e insípido que constituye el 20,9% de los gases que forman el aire de la atmósfera [9]. Se trata de un elemento esencial para producir energía para nuestro metabolismo, ya que forma parte de las moléculas más importantes que constituyen a los seres vivos, como las proteínas, los ácidos nucleicos, los carbohidratos y los lípidos. Un exceso o escasez de oxígeno puede ocasionar una enfermedad o incluso la muerte, es por ello que es fundamental cuantificar la cantidad de O_2 en la sangre.

2.2 Sangre

La sangre es un tejido conectivo compuesto por una matriz extracelular de líquido llamada plasma, en la que se disuelven diversas sustancias y se encuentran numerosas células y fragmentos celulares en suspensión. La sangre es la encargada de transportar oxígeno desde los pulmones y nutrientes desde el tracto gastrointestinal. El dióxido de carbono y otros desechos se transportan en la dirección opuesta.

De acuerdo con [10] la sangre está formada por plasma en un 55% y elementos corpusculares en un 45%. El plasma es una matriz extracelular líquida acuosa que contiene sustancias disueltas, 91,5% agua y 8,5% solutos, de los cuales la mayoría son proteínas. Los elementos corpusculares lo forman tres tipos de células, los glóbulos rojos, los glóbulos blancos o leucocitos y las plaquetas. Los glóbulos rojos constituyen alrededor del 99% de estos elementos corpusculares mientras que los glóbulos blancos y plaquetas un 1% aproximadamente.

Las funciones de la sangre en el organismo de un ser vivo son las siguientes:

- 1) **Transporte.** Como se comentaba anteriormente, la sangre se encarga de transportar oxígeno desde los pulmones hacia células del cuerpo y dióxido de carbono desde las células hacia los pulmones. La sangre es la encargada de transportar nutrientes y hormonas, pero también productos de desecho hacia diferentes órganos para que sean eliminados del cuerpo.
- 2) **Regulación.** La sangre contribuye al ajuste de la temperatura corporal a través de las propiedades refrigerantes y de absorción de agua presente en el plasma sanguíneo. Además, ayuda a regular el pH por medio de la utilización de sustancias amortiguadoras, sustancias que convierten en débiles los ácidos o las bases fuertes.
- 3) **Protección.** Ante una lesión la sangre es capaz de coagularse y así evitar su pérdida excesiva del cuerpo. En la sangre también se encuentran los glóbulos blancos y una serie de proteínas sanguíneas, entre las que se encuentran los anticuerpos, que ayudan a proteger al organismo de enfermedades.

2.3 Hemoglobina

Los pigmentos respiratorios incrementan la capacidad que tiene la sangre de transportar oxígeno, en el caso de los vertebrados el pigmento respiratorio que se encarga de transportar el oxígeno es la hemoglobina [11], que se encuentra en los glóbulos rojos.

Cada molécula de hemoglobina tiene cuatro subunidades, cada una de las cuales puede combinarse con una molécula de oxígeno, por lo que cada molécula de hemoglobina puede combinarse con cuatro moléculas de oxígeno. La hemoglobina es un pigmento respiratorio, por lo que su color depende de la cantidad de oxígeno

que contenga [12]. Si la hemoglobina lleva oxígeno se denomina oxihemoglobina o hemoglobina oxigenada HbO_2 , tiene un color rojo intenso característico de la sangre arterial. Por otro lado, si la hemoglobina no lleva oxígeno se llama hemoglobina reducida Hb , en este caso la sangre tiene un color rojo más oscuro propio de la sangre venosa. El proceso de intercambio de oxígeno se muestra en la figura 2.1.

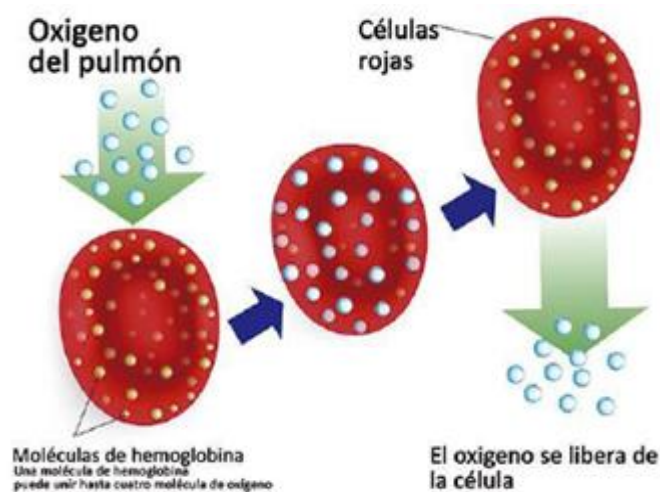


Figura 2.1 Intercambio de oxígeno en las células [13].

El espectro de absorción de la hemoglobina como de cualquier otro pigmento respiratorio depende de la cantidad de oxígeno presente, es por esta razón que a partir de las diferencias de absorción de la luz de la oxihemoglobina HbO_2 y la hemoglobina reducida Hb , se va a poder calcular la saturación de oxígeno SaO_2 , parámetro que se define en el apartado 2.7.

2.4 Frecuencia Cardíaca

La frecuencia cardíaca, ritmo cardíaco, ciclo cardíaco o pulso, es el número de latidos cardíacos por minuto que produce el corazón [13]. En un ciclo la sangre con oxígeno procedente de los pulmones llega al corazón y es bombeada al resto del cuerpo, este proceso ocurre en muy poco tiempo ya que un latido tarda menos de un segundo en producirse. En la figura 2.2 se muestra la anatomía del corazón, por las zonas en color rojo circula sangre arterial, mientras que por las zonas de color azulado circula sangre venosa.

La sangre se comporta como un fluido pulsátil por lo que podemos realizar la medida del pulso mediante un pulsómetro o un pulsioxímetro. Si no se dispone de ninguno de estos dispositivos se puede medir sintiendo las pulsaciones en partes del cuerpo como el cuello, las muñecas o la sien.

Para una persona adulta sana los valores de frecuencia cardíaca se sitúan entre 60 y 100 pulsaciones por minuto. En el caso de los deportistas el número de pulsaciones es menor y puede llegar hasta las 50 o incluso las 40. Con el paso de los años la frecuencia cardíaca media va aumentando, las personas de más de 60 años sin problemas de salud pueden tener una media entre 75 y 105 de pulsaciones por minuto. En la medida de la frecuencia cardíaca es importante tener en cuenta el sexo del paciente, ya que por lo general el ritmo cardíaco de los hombres es más bajo que el de las mujeres.

La frecuencia cardíaca máxima es el límite teórico de pulsaciones que se puede alcanzar realizando alguna actividad física, sin poner en riesgo la salud, este límite depende de la edad. Según [14] la frecuencia cardíaca

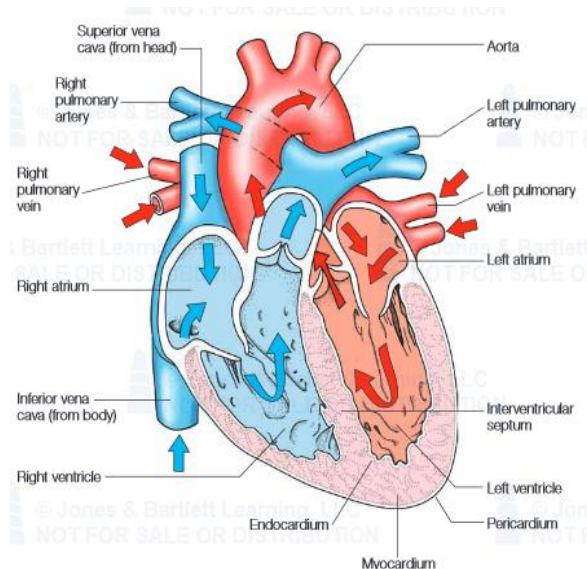


Figura 2.2 Anatomía del corazón [37].

máxima se puede calcular, con un margen de error de ± 10 , aplicando la siguiente fórmula

$$\text{Frecuencia Cardíaca Máxima} = 208 - (0,7 \times \text{edad})$$

2.5 Intercambio de oxígeno y dióxido de carbono

La función principal del sistema respiratorio es el intercambio de oxígeno y dióxido de carbono mediante la respiración. Existen dos tipos de respiración, la respiración externa o intercambio pulmonar de gases y la respiración interna o intercambio de gases sistémico [10]. La respiración externa consiste en la difusión de O_2 desde el aire que se encuentra en los alvéolos pulmonares a la sangre en los capilares pulmonares, la difusión de CO_2 se realiza en la dirección opuesta. Mediante este proceso se convierte la sangre desoxigenada en sangre oxigenada. La respiración interna hace referencia al intercambio de O_2 y CO_2 entre los capilares sistémicos y las células, a diferencia de la respiración externa que solo ocurría en los pulmones, la respiración interna se produce en todos los tejidos del cuerpo.

Según se explica en [15] el proceso por el que se consigue que el oxígeno del aire pase a los pulmones se divide en tres etapas, ventilación, difusión y perfusión.

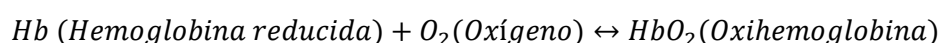
- **Ventilación.** Se trata de un mecanismo involuntario, rítmico y cíclico que realiza el aparato respiratorio con el fin de desplazar volúmenes de aire desde la atmósfera a los pulmones y viceversa. Las neuronas respiratorias crean un impulso que hace que las neuronas motoras contraigan y relajen el diafragma, los músculos pectorales, y los músculos intercostales. La ventilación se divide en las fases de inspiración y espiración.
 - Inspiración. El diafragma se contrae, los músculos intercostales y pectorales amplían el volumen de la caja torácica, lo que provoca que la presión en los pulmones sea menor, al ser menor la presión en los pulmones que la presión atmosférica se introduce aire en los pulmones.
 - Espiración. Los músculos implicados en la inspiración se relajan de forma que disminuye el volumen de la caja torácica y se eleva el diafragma, en este caso la presión en los pulmones es mayor que la atmosférica por lo que se expulsa el aire.
- **Difusión.** Entre los alvéolos y la sangre se produce un gradiente de presión debido a que la presión del oxígeno es mayor que la de la sangre, esto provoca un movimiento espontáneo de gases entre los alvéolos y la sangre de los capilares pulmonares. Este proceso no requiere ningún tipo de esfuerzo energético ya que se produce por la diferencia de presiones.
- **Perfusión.** Una vez que la sangre posee el oxígeno se transporta al resto del cuerpo. El aporte de oxígeno a las células no depende por tanto de los pulmones sino de la sangre, que es la encargada de llevar el oxígeno.

2.6 Transporte de oxígeno y dióxido de carbono

El oxígeno y el dióxido de carbono se transportan en la sangre de dos formas diferentes. El oxígeno no se disuelve bien en el agua, sólo un 1,5% del O_2 inspirado se disuelve en el plasma, que está compuesto principalmente por agua, el 98,5% de O_2 restante se une a la hemoglobina.

La hemoglobina está formada por globina, una proteína formada por cuatro cadenas polipeptídicas, dos alfa y dos beta, así como cuatro pigmentos no protéicos llamados *hemos*. Un *hemo* contiene un átomo de hierro (Fe^{2+}) que se encuentra normalmente en un estado de oxidación ferroso para apoyar la unión de oxígeno. El cambio en la estructura cuaternaria con el nivel de oxigenación modifica el espectro óptico de absorción.

El oxígeno y la hemoglobina se combinan en una reacción fácilmente reversible para formar oxihemoglobina (HbO_2). Una vez la primera molécula de oxígeno se une a un *hemo* de hemoglobina resulta más fácil para el resto de moléculas de oxígeno enlazarse a otros *hemos*. El procedimiento también ocurre a la inversa.



Por otro lado, el dióxido de carbono se transporta en la sangre de tres maneras, alrededor del 7% se disuelve en el plasma de la sangre, el 23% se combina con los grupos amino de los aminoácidos y las proteínas de la sangre para formar compuestos carbamínicos (Hb-CO_2) y el 70% restante se transporta en el plasma como iones de bicarbonato (HCO_3^-). El recorrido que realizan el oxígeno y dióxido de carbono en el organismo se ilustra en la figura 2.3.

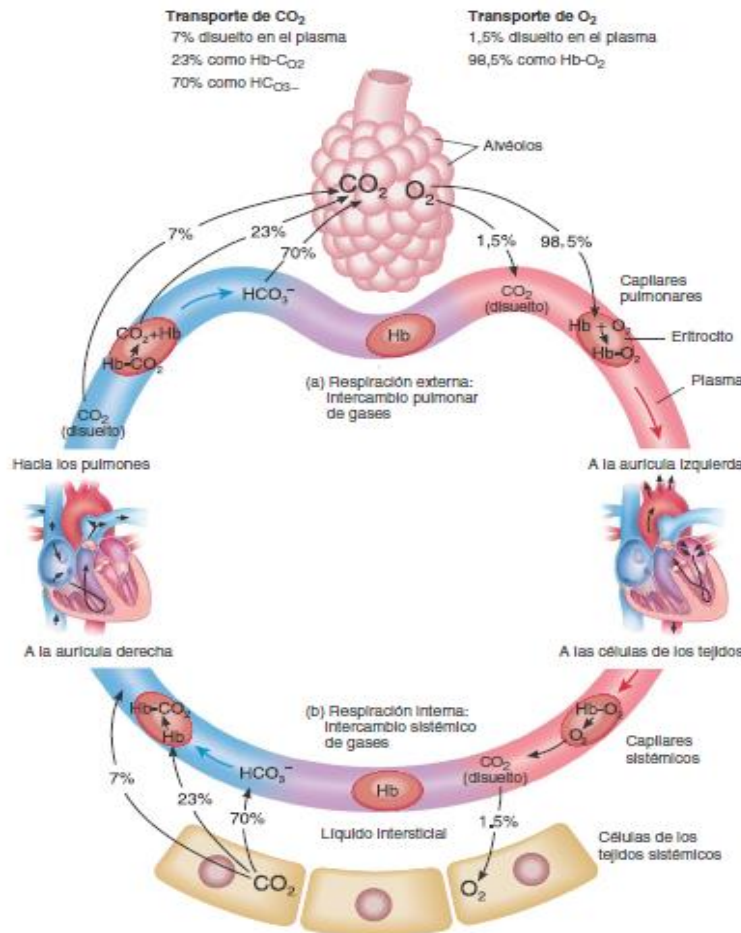


Figura 2.3 Transporte de oxígeno y dióxido de carbono en la sangre [10].

2.7 Saturación de oxígeno en la sangre

El parámetro que se utiliza para expresar la cantidad de hemoglobina oxigenada (HbO_2) respecto al total de hemoglobina ($\text{HbO}_2 + \text{Hb}$) que hay en el organismo de un ser vivo es la saturación de oxígeno en sangre (SaO_2) [16]. Este parámetro describe la capacidad que tiene la sangre para transportar oxígeno. La SaO_2 se puede formular de las siguientes formas

$$\text{SaO}_2 = \frac{\text{HbO}_2}{\text{HbO}_2 + \text{Hb}}$$

$$\text{SaO}_2(\%) = \frac{\text{HbO}_2}{\text{HbO}_2 + \text{Hb}} \times 100$$

2.8 Hipoxia y falta de oxígeno

La hipoxia es un estado de deficiencia de oxígeno en la sangre, células y tejidos del organismo que se produce

cuando la demanda de oxígeno supera a la cantidad de oxígeno disponible [10]. Algunos de los síntomas que puede provocar la hipoxia incluyen fuertes dolores de cabeza, náuseas, hiperventilación, fatiga, el coma e incluso la muerte. Los síntomas varían en función de la gravedad de la hipoxia.

La hipoxia se puede clasificar en cuatro grupos en función de la causa que la provoca

- 1) Hipoxia hipóxica, se produce como resultado de una bajada de la presión de oxígeno en la sangre arterial de personas que viven a gran altitud, tienen una obstrucción de la vía aérea o líquido en los pulmones.
- 2) Hipoxia anémica, es resultado de una falta de hemoglobina funcional en la sangre, esto reduce el transporte de O_2 a las células de los tejidos. Puede estar provocada por una hemorragia o anemia.
- 3) Hipoxia isquémica, el flujo sanguíneo en los tejidos baja tanto que llega muy poco O_2 a estos, a pesar de que la presión de oxígeno y los niveles de hemoglobina oxigenada sean normales.
- 4) Hipoxia histotóxica, aunque la sangre transporte una cantidad adecuada de oxígeno a los tejidos, si existe algún agente tóxico puede impedir que no se pueda utilizar el oxígeno correctamente. Una causa es el envenenamiento por cianuro, ya que el cianuro bloquea una de las enzimas necesarias para el uso del oxígeno.

El tiempo que tarda en provocarse daño celular en el organismo debido a la pérdida de oxígeno es un buen indicador de la importancia del proceso de oxigenación en el organismo [17]. En la tabla 2.1 se muestra este tiempo para diferentes partes del cuerpo.

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

Tabla 2.1 Tiempo a partir del cual se produce daño celular por falta de oxígeno.

Los valores saturación de oxígeno en sangre que se obtienen para una persona sana se encuentran entre el 95% y el 100%. Si se obtienen valores por debajo del 95% se debe realizar un tratamiento inmediato al paciente. En el caso de los niños se debe actuar a partir de valores inferiores al 92%.

3 FUNDAMENTOS CIENTÍFICOS Y TECNOLÓGICOS

3.1 Antecedentes históricos

La relación entre la absorción de luz y la concentración de una sustancia que absorbe dicha luz fue descrita por primera vez por Heinrich Lambert en 1760. Este fenómeno se investigó con más profundidad por August Beer y en 1851 se publicó la Ley Beer-Lambert. Esta ley muestra cómo la absorción de luz en una sustancia depende tanto de la longitud del camino óptico que recorre la luz como de la concentración de la sustancia absorbente.

La historia de la pulsioximetría como tal comienza en 1874, cuando el investigador alemán Karl von Vierordt descubre que se produce una mayor absorción de luz roja en un brazo cuando a este se le ha hecho un torniquete [18]. Más de medio siglo después, en 1935 Karl Matthes, un físico alemán, desarrolló el primer medidor de saturación de oxígeno utilizando dos longitudes de onda, roja y verde. Más tarde se cambiaría el diseño y se emplearían emisores de luz roja e infrarroja.

No sería hasta 1972 cuando Takuo Aoyagi, un ingeniero japonés del fabricante Nihon Kohden, estudiando un método no invasivo para medidas cardíacas descubriera que la variación del volumen de sangre arterial con cada pulso se puede utilizar para conseguir una señal que dependiese solamente de las características de esta sangre arterial, por lo que se puede analizar la componente pulsátil de la señal óptica que se corresponde exclusivamente con la sangre oxigenada. Si no existiese pulso el oxímetro no sería capaz de distinguir la sangre arterial de la venosa, es por ello que se agrega la palabra “pulso” cuando nos referimos a un oxímetro.

El primer pulsioxímetro lo puso en el mercado Nihon Kohden en 1975. Dos años más después, en 1977, la empresa japonesa Konica Minolta comercializó un modelo con un cable de fibra de vidrio que transmitía el flujo de luz mediante LEDs desde un monitor hasta un sensor que se colocaba en el dedo, en vez de en la oreja como se había hecho hasta entonces.

Varios años más tarde el investigador americano Scott Wilber, basándose en el principio de T. Aoyagi, diseñaría un dispositivo que usaba LEDs como fuentes emisoras y que permitió desarrollar un sensor para la oreja más compacto que los anteriores. Gracias a este diseño mejorado se extendió el uso de los pulsioxímetros en hospitales y a mediados de los años 80 se convirtió en un elemento imprescindible en los quirófanos, salas de recuperación y unidades de cuidados intensivos.

En 1995, Masimo, un fabricante americano de dispositivos no invasivos para la monitorización de pacientes, introdujo la tecnología de extracción de señal. Esta nueva técnica permite tomar medidas precisas aunque se mueva el paciente [19], mediante la separación de la componente de la sangre arterial de la venosa y otras señales. Desde entonces, los fabricantes han desarrollado nuevos algoritmos para reducir falsas alarmas provocadas por los movimientos del paciente. También en 1995, Masimo introdujo el concepto de índice de perfusión, cuantificando la amplitud de la onda pletismográfica periférica. Este índice de perfusión ayuda a los médicos a pronosticar en recién nacidos la gravedad de una enfermedad [20] y los problemas respiratorios que puede provocar esta.

En 2007, se produciría otro avance importante en la oximetría de pulso también por parte del fabricante Masimo. Dicho avance fue la introducción del índice de variabilidad pletismográfica (PVI) en las medidas. El PVI proporciona una nueva forma de evaluar, de forma automática y no invasiva, el nivel de fluidez de la sangre de un paciente. Unos niveles apropiados de fluidez en la sangre son vitales para reducir riesgos postoperatorios y



Figura 3.1 Primer pulsioxímetro que se comercializó, el OLV-5100 de Nihon Kohden [38].

facilitar la recuperación del paciente [21], si estos niveles son demasiado altos o bajos, aumenta el riesgo de padecer complicaciones cardíacas.

En la actualidad, debido a la gran importancia de la pulsioximetría tanto en el ámbito hospitalario como en el del hogar se siguen investigando nuevas formas de diseñar e implementar un pulsioxímetro. La conectividad es una parte importante en los nuevos modelos de oxímetros de pulso, ya que permite integrar el dispositivo dentro de un entorno IoT, así como comunicarse con un terminal móvil [22] o un ordenador y de esta forma poder almacenar las medidas en una base de datos o realizar una monitorización continua del paciente. A partir de los datos almacenados se pueden aplicar técnicas de Big Data para por ejemplo realizar un estudio de la evolución del paciente. En la figura 3.2 se ilustra la arquitectura de un sistema basado en IoT que se encarga de monitorizar la frecuencia cardíaca y de avisar a los doctores y familia del paciente en caso de que la frecuencia cardíaca sea inferior a 50 o superior a 100.

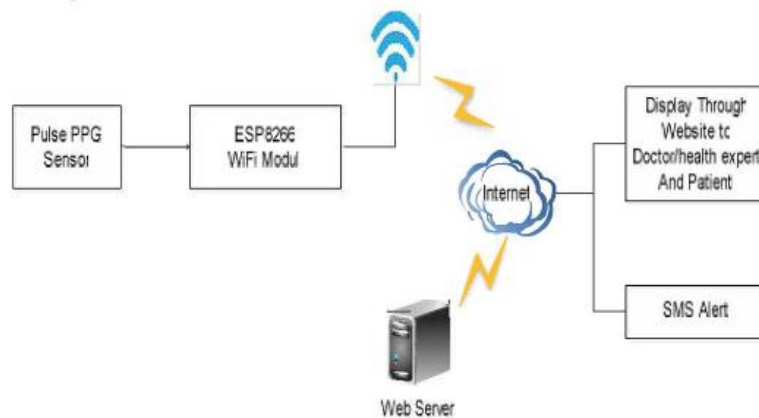


Figura 3.2 Ejemplo de arquitectura de un sistema inalámbrico de monitorización y alarma de frecuencia cardíaca basado en IoT [23].

En los últimos años también se ha multiplicado el número de estudios sobre pulsioximetría reflexiva, debido a los inconvenientes que los pulsioxímetros que funcionan mediante transmisión de la luz presentan. El principal problema de la pulsioximetría mediante transmisión, tal y como se comentó en el primer capítulo, es la limitación de las zonas en la que es capaz de funcionar, siendo estos lugares partes periféricas del cuerpo como los dedos o las orejas. La pulsioximetría reflexiva se presenta como una solución a este problema si bien también tiene sus propias limitaciones.

3.1.1 Gasometría

Antes del desarrollo de la pulsioximetría el método que se empleaba para poder determinar el nivel de oxígeno y dióxido de carbono en sangre era la gasometría. Existen dos tipos de gasometría en función de donde se extraiga la sangre.

Si la sangre se extrae en una vena se trata de gasometría venosa, la sangre venosa no resulta de gran utilidad para el análisis ya que normalmente es pobre en oxígeno y rica en dióxido de carbono. En cambio, si la sangre se extrae de una arteria, normalmente la arteria radial de la muñeca, se podrá determinar con exactitud la cantidad de oxígeno en sangre, ya que la sangre arterial contiene una gran cantidad de O_2 . Este método se conoce como gasometría arterial y era el procedimiento más extendido para conocer la saturación de oxígeno en sangre hasta que se implantó la pulsioximetría [15].

Para poder obtener unos valores fiables mediante la gasometría, se deben cumplir una serie de requisitos antes de realizar la prueba: el paciente debe haber estado en reposo durante al menos 10 minutos, prohibición de ciertos medicamentos, realizar la prueba a una temperatura ambiental conocida, el paciente no debe fumar el día de la prueba, etc.

A continuación se resumen las principales ventajas de un método frente al otro.

Ventajas de la pulsioximetría frente a la gasometría

- Monitorización no invasiva, continua e instantánea
- Muy fiable con un rango de saturación entre el 80% y el 100%

- También informa sobre la frecuencia cardíaca
- Más barata, no requiere de un laboratorio, sino solamente de un dispositivo

Ventajas de la gasometría frente a la pulsioximetría

- La gasometría proporciona información sobre otras sustancias en la sangre como el pH y la presión parcial de dióxido de carbono.
- Se pueden detectar casos de hiperoxemia e hipoventilación
- En pacientes críticos con deficiente circulación periférica se obtienen mejores resultados

Teniendo en cuenta estas diferencias de precio y accesibilidad, la pulsioximetría se utiliza en la mayor parte de situaciones en las que es necesario conocer la saturación de oxígeno en sangre, mientras que la gasometría, aunque se siga usando, se emplea para casos más concretos.

3.2 Fundamentos de la pulsioximetría

La pulsioximetría se basa en dos técnicas para su funcionamiento [24], la espectrofotometría y la fotopleletismografía. La espectrofotometría permite conocer la concentración de una sustancia en solución a partir de la absorción óptica que presenta ante una luz con una longitud de onda determinada. Por otro lado, la fotopleletismografía permite medir los cambios que se producen en el flujo de una sustancia.

3.2.1 Fotopleletismografía

La fotopleletismografía (PPG) es un procedimiento no invasivo que se emplea para la detección de ondas cardiovasculares que se propagan alrededor del cuerpo humano, recogiendo las variaciones que se producen en el flujo o volumen sanguíneo que ocurre con cada contracción cardíaca. El procedimiento consiste en irradiar un tejido con un diodo LED empleando una determinada longitud de onda, a continuación, se mide la intensidad de la señal a la salida (reflejada si el receptor está al lado del emisor o transmitida si el receptor está colocado de forma opuesta al emisor). En la figura 3.3 se muestra el recorrido de la luz en un dispositivo que hace uso de fotopleletismografía por reflexión. El receptor normalmente es un fotodetector selectivo, la señal recibida se amplificará y convertirá en voltaje para poder tratarla e interpretarla. En conclusión, lo que se mide es la variación que se produce en el volumen de sangre en relación con la absorción de la luz en los vasos sanguíneos, esto dependerá de la densidad de glóbulos rojos en el interior de estos.

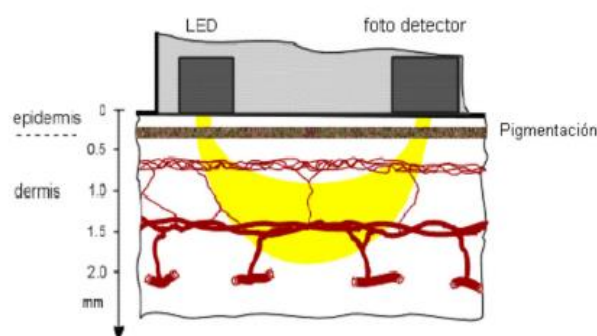


Figura 3.3 Funcionamiento de fotopleletismografía por reflexión [26].

La fotopleletismografía se puede entender como una interpretación de la coloración sanguínea, que depende de la saturación de oxígeno. El color de la sangre varía en función del nivel de oxígeno presente, como se comentó en el capítulo anterior, la sangre arterial, con gran cantidad de oxígeno, tiene un color rojo intenso, mientras que la sangre venosa, pobre en O_2 tiene un color rojo más oscuro. La pletismografía mide la absorción de luz para las longitudes de ondas elegidas, luz roja (660nm) y luz infrarroja (940nm), que dependerá de la proporción de las dos hemoglobinas presentes en la sangre, la hemoglobina oxigenada y desoxigenada o reducida.

3.2.2 Espectrofotometría

La espectrofotometría es un método científico que se utiliza para medir la cantidad de luz que absorbe una sustancia química, para ello se mide la intensidad de la luz cuando un haz luminoso pasa a través de la solución muestra, para poder realizar esta medición se toma como base la Ley Beer-Lambert, explicada en el siguiente apartado. Esta medición se puede emplear para conocer la cantidad de un elemento químico en una sustancia.

En el caso de la sangre existen dos sustancias relevantes para conocer el nivel de oxigenación, la hemoglobina

reducida (Hb ó RHb) y la oxihemoglobina (HbO₂). Para poder medir estas dos sustancias es necesario usar como mínimo dos longitudes de onda: roja (660nm) e infrarroja (940nm). La luz atravesará la sangre oxigenada (arterial), la reducida (venosa) y otros tejidos como huesos, uñas y piel.

La razón por la que se utilizan las longitudes de onda de la luz roja e infrarroja es que con estas longitudes de onda los coeficientes de extinción de la HbO₂ y de la Hb presentan valores más dispares. Como se puede comprobar en la figura 3.4, la hemoglobina reducida presenta una mayor absorción o extinción óptica con una longitud de onda roja y menor absorción con una longitud de onda infrarroja, mientras que la hemoglobina oxigenada tiene un comportamiento opuesto. El hecho de que la absorción se produzca de forma opuesta provoca que los cambios ópticos sean más apreciables y por tanto sean más fáciles de medir.

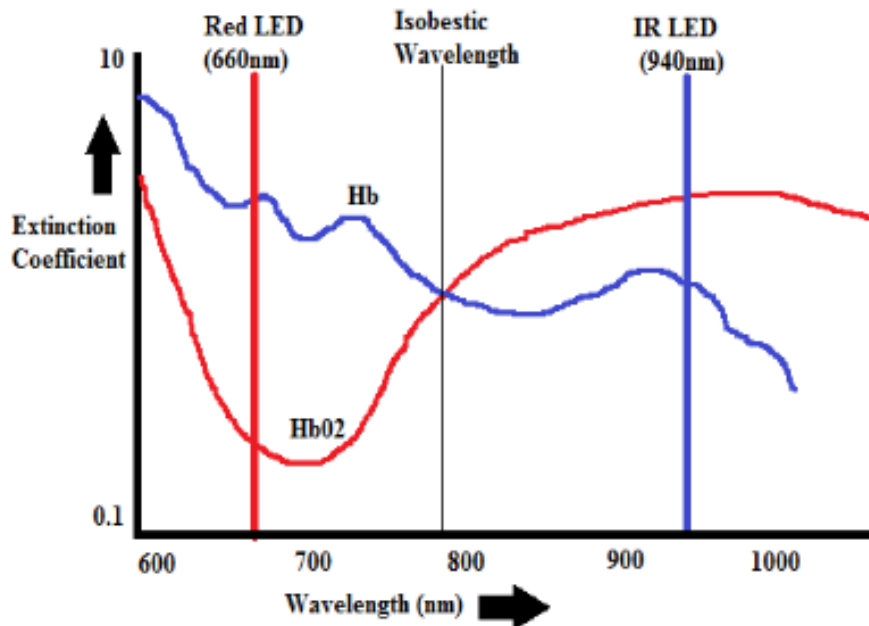


Figura 3.4 Absorción de HbO₂ y Hb para diferentes longitudes de onda [6].

3.2.3 Ley Beer-Lambert

Para calcular la saturación de oxígeno en la sangre se deberán utilizar las propiedades de absorción de la luz en una sustancia.

Si tomamos un tejido y colocamos encima los emisores y el fotodetector, parte de la luz atravesará el tejido y otra parte se reflejará de vuelta al fotodetector. La luz reflejada que llega de vuelta al receptor será la que permita conocer la saturación de oxígeno en sangre. La cantidad de luz que se va a absorber va a depender de tres factores.

- La concentración que exista de la sustancia que absorbe la luz.
- La longitud de la trayectoria que recorra la luz en la sustancia que la absorbe.
- La hemoglobina reducida y la oxihemoglobina van a absorber la luz roja e infrarroja de forma diferente.

Ley de Beer: La cantidad de luz absorbida es proporcional a la concentración de la sustancia que absorbe la luz.

En la figura 3.5 se puede ver la diferencia de absorción entre vasos sanguíneos que tienen el mismo diámetro, pero concentraciones diferentes. Tal y como se describe en la Ley de Beer, en el caso en el que la concentración sea alta, se produce una mayor absorción.

La figura 3.5 muestra el método por transmisión, pero en el caso reflexivo la concentración produce el mismo efecto.

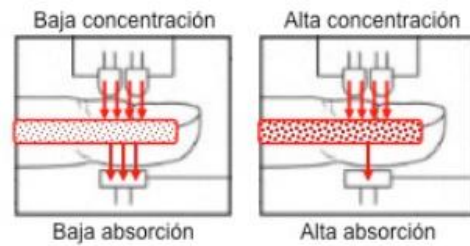
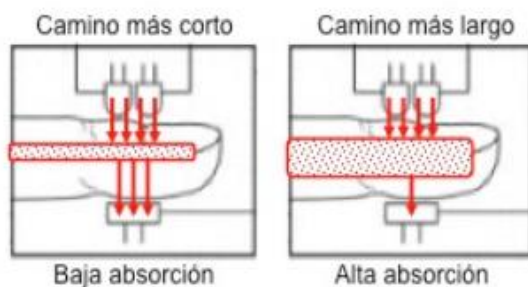


Figura 3.5 Diferencia entre arterias con baja y alta concentración [36].

Ley de Lambert: La cantidad de luz absorbida es proporcional a la longitud del camino que la luz tiene que recorrer en la sustancia que la absorbe.



De forma gráfica se puede ver en la figura 3.6 que si el diámetro del vaso sanguíneo es grande, la cantidad de luz que se absorbe será mayor que si la arteria tiene un diámetro pequeño. En zonas como la frente, la sien o el dedo las arterias tendrán menor tamaño que en otras partes del cuerpo como por ejemplo el brazo

Figura 3.6 Diferencias entre arterias estrechas y gruesas [36].

La Ley Beer-Lambert es la combinación de las dos leyes anteriores y es la base para entender cómo se produce la absorción de la luz. Si se supone una luz monocromática de intensidad I_0 incidente en un medio, parte de la luz se transmite, mientras que otro porcentaje será absorbido. Matemáticamente la atenuación que presenta la luz a través del medio se puede modelar mediante la siguiente ecuación.

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

$\varepsilon(\lambda)$ se corresponde con el coeficiente de absorción o extinción de la sustancia a una longitud de onda concreta, c es la concentración de la sustancia y d la distancia que recorre la luz a través del medio. La expresión se basa en el principio que establece que la suma de las intensidades de las luces transmitida y absorbida es igual a la de la luz incidente. Cabe destacar que no se están teniendo en cuenta fenómenos que pueden afectar al trayecto que recorre la luz como la dispersión que se puede producir en el medio. En la figura 3.7 se ilustra el camino que sigue la luz con diferentes longitudes de onda.

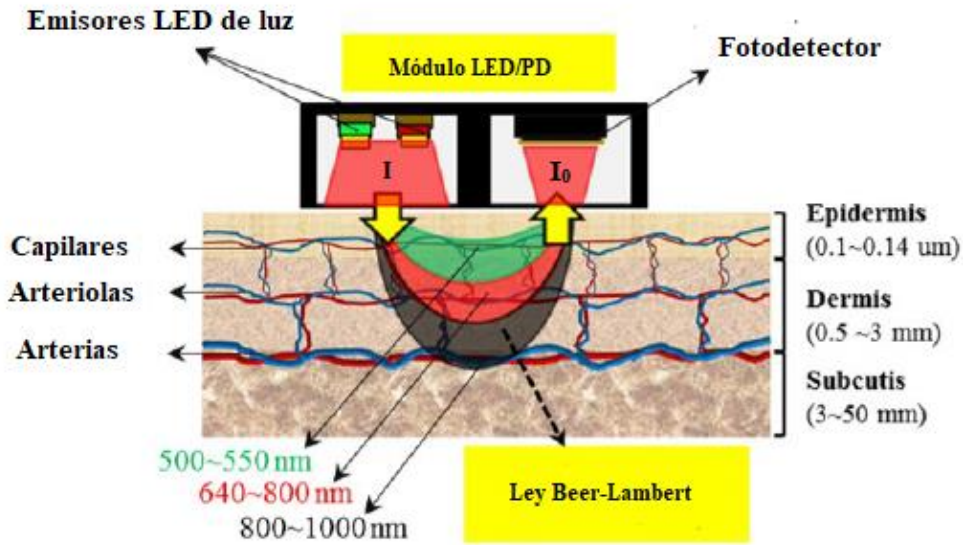


Figura 3.7 Ejemplo de aplicación por reflexión de la Ley Beer-Lambert [25].

La transmitancia lumínica T es el parámetro que establece la relación entre la luz emitida y la luz incidente I_0

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

A partir de la transmitancia lumínica, la absorbancia no dispersada o densidad óptica del medio se puede expresar de la siguiente forma

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

La Ley Beer-Lambert también se puede aplicar en un caso en el que exista más de un medio absorbente, en esa situación la absorción se modela como una superposición de cada uno de los procesos individuales. La absorbancia total de luz en un medio formado por n sustancias absorbentes será la suma de sus absorbancias independientes.

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

3.2.4 Cálculo del pulso

Las arterias contienen más sangre durante la sístole, contracción del tejido muscular cardíaco, que durante la diástole, periodo de relajación tras una contracción. La absorbancia durante la diástole será mínima y la transmitancia máxima debido a que el diámetro arterial será mínimo, ya que el tejido está relajado. Teniendo en cuenta este factor y relacionándolo con la Ley Beer-Lambert se puede llegar a la siguiente conclusión.

$$I_D = I_0 \times e^{-\varepsilon_{DC}(\lambda)c_{DC}d_{DC}} \times e^{-[\varepsilon_{Hb}(\lambda)c_{Hb} + \varepsilon_{HbO_2}(\lambda)c_{HbO_2}]d_{min}}$$

I_D es la intensidad de luz que se recibe durante la diástole y DC es un indicador de los componentes absorbentes que se atraviesan, a excepción de la sangre arterial no pulsátil.

Por otro lado, durante la sístole el trayecto que debe recorrer la luz aumenta y con él la absorción de luz, además la mayor presencia de hemoglobina también favorece esta absorción.

$$I_S = I_0 \times e^{-\varepsilon_{DC}(\lambda)c_{DC}d_{DC}} \times e^{-[\varepsilon_{Hb}(\lambda)c_{Hb} + \varepsilon_{HbO_2}(\lambda)c_{HbO_2}]d_{max}}$$

I_S es la intensidad de luz que se recibe durante la sístole.

A partir de las relaciones anteriores, se puede concluir que la intensidad de luz que recibe el receptor dependerá del trayecto óptico que siga la luz en ese momento. Teniendo en cuenta las expresiones anteriores se puede llegar a un modelo que permita calcular la intensidad de luz que se recibe en el receptor, I es la luz que se recibe en el fotodiodo y Δd la diferencia entre los trayectos arteriales que se producen entre máximo y mínimo.

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

La señal pulsátil que se recibe proveniente del tejido es muy pequeña si se compara con la parte que es constante, esta señal pulsátil es del orden del 1% o 2% de la señal total. De toda la señal que se recibe es esta parte pulsátil la que utiliza el oxímetro de pulso. En la figura 3.8 se muestran las diferentes componentes que forman la señal total.

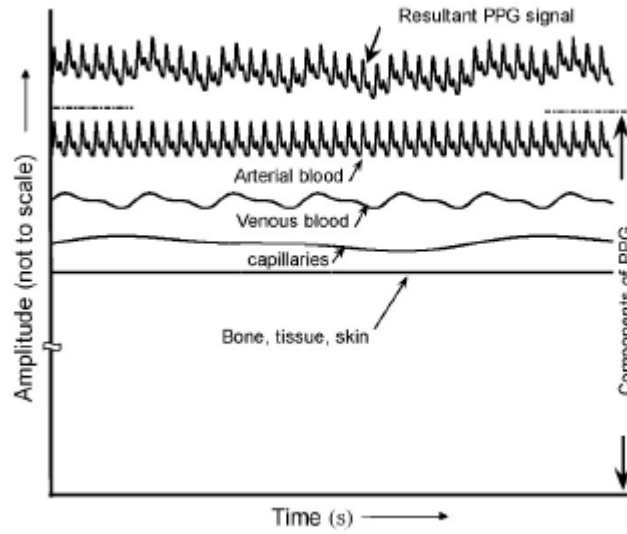


Figura 3.8 Componentes de la señal PPG [26].

3.2.5 Cálculo de la saturación de oxígeno en sangre

La sangre arterial está relacionada con la componente pulsátil de la luz que se recibe en cada longitud de onda, para ello es necesario excluir el efecto de la sangre venosa, piel, grasa, etc. Para cada longitud de onda se calcula la relación entre la luz emitida y la recibida, de esta forma se puede conocer la cantidad de luz que ha absorbido la sangre pulsátil. La saturación de oxígeno en sangre se calcula a partir de la siguiente relación [27].

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

$A_{t,R}$ es la absorbancia total de la luz que emite el LED rojo (660nm) y $A_{t,IR}$ la absorbancia total de la luz que genera el LED infrarrojo (940nm). Si se sustituyen los valores de las intensidades en la expresión de R se llega a lo siguiente:

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

Si recordamos la definición de la saturación de oxígeno en sangre

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

Reorganizando la ecuación anterior se pueden expresar las concentraciones de hemoglobina reducida y hemoglobina oxigenada en función de la saturación de oxígeno

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

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

Si suponemos que los trayectos ópticos que realizan las dos longitudes de onda son iguales, entonces la única diferencia que se podrá apreciar será el diámetro de las arterias. Sustituyendo en la expresión que teníamos de R, se obtiene:

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

De esta forma, R no se expresa en función de la longitud de los caminos ópticos que se tengan que recorrer ni tampoco de las concentraciones de las dos hemoglobinas, sino de la saturación de oxígeno en sangre.

Por último, recordamos que el parámetro que se estaba buscando es el de la saturación de oxígeno, despejando la ecuación anterior y expresando el resultado en porcentaje, se llega a:

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

El resultado obtenido queda definido en función de R, la relación de absorbancias de la luz emitida a las dos longitudes de onda propuestas. Si se representa la relación entre la saturación de oxígeno y R se obtendría la curva de calibración. Sin embargo, la curva de calibración que se obtendría sería teórica y no se ajustaría a lo que ocurre en la realidad, ya que hay tener en cuenta factores como la dispersión de la luz en los tejidos, así como otras irregularidades en la propagación de la luz que no se han tenido en cuenta en el desarrollo teórico anterior.

3.2.6 Cálculo de R

En este proyecto se han utilizado dos métodos para el cálculo de R el método de picos y valles y el método que se describe en el manual del sensor implementado en el prototipo. Estos dos métodos de calculo de R se detallan con profundidad en el capítulo de Materiales y Métodos.

3.3 Técnicas para monitorizar la saturación de oxígeno en sangre

Según la posición que tengan los dos LEDs y el fotodiodo en la sonda de medida se pueden distinguir dos formas diferentes de realizar las medidas, mediante transmisión o reflexión [28]:

3.3.1 Método por transmisión.

En el método por transmisión el emisor, los dos LEDs, y el receptor, el fotodiodo, se sitúan en lados opuestos de una parte periférica del cuerpo como el dedo, tal como se representa en la figura 3.9. Cuando se coloca el dedo entre los LEDs y el fotodetector una parte de la luz la absorbe el dedo y el resto de la luz llega al fotodetector. Cada vez que se produce un latido del corazón aumenta el flujo de sangre, esto provocará que se absorba una mayor cantidad de luz y que la luz que llega al fotodetector disminuya. Para implementar este método se recomienda situar los LEDs y el fotodetector cerca de la piel del sujeto y alinearlos de forma que el trayecto que tenga que recorrer la luz sea lo más corto posible. Por lo tanto, si nos fijamos en la forma de onda recibida se verán picos cuando se produzca un latido y valles en el tiempo entre latidos.

La principal ventaja del método por transmisión es que la intensidad de la luz captada por el fotodetector es mayor que en el método por reflexión, además de estar más concentrada. En cambio, el mayor inconveniente que presenta es que su actuación se limita a partes periféricas del cuerpo como los dedos, orejas o nariz.

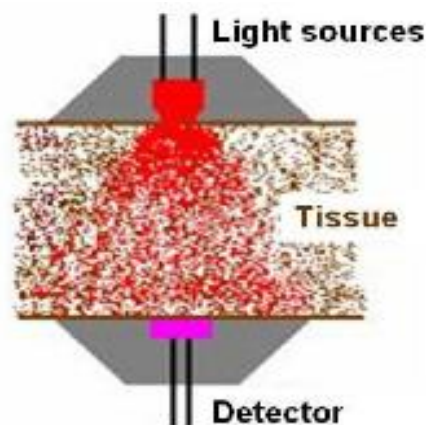


Figura 3.9 Esquema de funcionamiento del método de transmisión [28].

3.3.2 Método por reflexión

En el método reflexivo los LEDs y el fotodetector están colocados en el mismo lado, de una forma similar a la mostrada en la figura 3.10. Este tipo de esquema ha significado un avance en la pulsioximetría ya que permite realizar medidas en más partes del cuerpo que el método de transmisión, sin embargo, su uso no está aún extendido y los dispositivos comerciales, por lo general, no hacen uso de él.

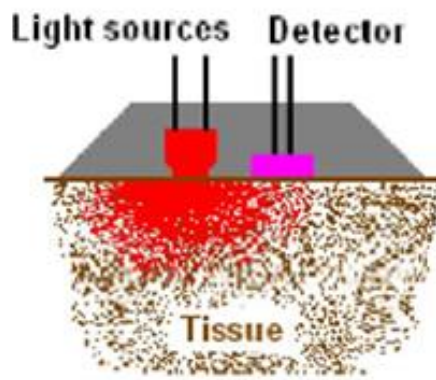


Figura 3.10 Esquema de funcionamiento del método reflexivo [28].

Es importante tener en cuenta que en el método por reflexión no solo influye en las medidas el espectro de absorción de la sangre, sino que la pigmentación de la piel es un factor que también afecta. Además, la distancia a la que se van a encontrar los LEDs del fotodetector debe elegirse con cuidado, ya que en función de donde se encuentren variarán las medidas. Por último, la presión que se aplique al sensor contra el tejido también influirá en la señal recibida. Esta serie de factores hacen que los algoritmos de calibración de los dispositivos que funcionan mediante reflexión sean más complejos que los de aquellos que funcionan mediante transmisión.

3.4 Limitaciones de la pulsioximetría

Una vez explicado del fundamento teórico del sistema, hay que tener en cuenta que en la práctica influyen un número de factores que pueden hacer que las medidas teóricas esperadas no se correspondan con las obtenidas

en la práctica [27]. Estos factores originados por causas internas y externas repercutirán en las medidas, variando la precisión de estas. A continuación, se explican brevemente algunas de las causas que provocan estas limitaciones de funcionamiento.

3.4.1 Dispersión de la luz

El comportamiento de la luz a lo largo de un tejido se modela mediante una serie de expresiones matemáticas basadas en la Ley de Beer-Lambert, sin embargo, este modelo es una idealización de la realidad, ya que en el mundo real nunca se podrán cumplir los requisitos que se establecen. Una de las proposiciones que se exigen es que la sustancia debe ser homogénea, pero la sangre no lo es, ya que está formada por diferentes formas irregulares, entre las que se encuentran los glóbulos rojos. Este hecho plantea que en vez de tratar la luz como si siguiera un camino recto, habrá que tener en cuenta que esto no se produce así y utilizar un modelado que se base en el fenómeno de la dispersión de la luz en un medio.

La refracción se produce cuando la luz pasa de un medio de propagación a otro con una densidad óptica diferente, entonces se produce un cambio de velocidad y de dirección. La dispersión ocurre cuando este fenómeno se produce sobre un objeto que tiene unas dimensiones similares a la longitud de onda que se aplica. En nuestro caso, la longitud de onda en el espectro rojo e infrarrojo tiene aproximadamente el mismo orden que la dimensión de los glóbulos rojos, el haz de luz incidente se dispersará progresivamente, por lo que aumentará el camino óptico que recorren los fotones y por tanto su absorbancia.

3.4.2 Componentes adicionales en la sangre

En la sangre existen un tipo de hemoglobinas que resulta de interés destacar, las dishemoglobinas. Este tipo de hemoglobinas tienen una característica que las hace especiales y es que no transportan oxígeno a los tejidos. Los modelos de cálculo no cuentan con la presencia de las dishemoglobinas, por lo que en las lecturas siempre se estará cometiendo un pequeño error.

En personas adultas, las dishemoglobinas más comunes son la carboxihemoglobina y la metahemoglobina [29]. Si la concentración de estas sustancias en la sangre se mantiene en unos valores normales, no se producirá un error significativo en las medidas, pero si aumentasen demasiado sí que se pueden obtener unos resultados erróneos.

- Carboxihemoglobina (COHb), formada por la unión de monóxido de carbono (CO) con la sangre, su función es la de catalizar la proteína. Los niveles de carboxihemoglobina en personas no fumadoras son menores del 2%, mientras que en personas que fuman con regularidad este porcentaje aumenta y se puede situar entre el 10% y el 20%. La carboxihemoglobina absorbe muy poca luz a 940nm, pero con longitudes de onda de 660nm su coeficiente de absorción es muy similar al de la oxihemoglobina. Por lo tanto, un exceso de COHb provocará que las medidas obtenidas sean de un valor de saturación de oxígeno mayor al real.
- Metahemoglobina (MetHb), se forma cuando el hierro presente en la hemoglobina se oxida y pasa a ser óxido férrico. Este tipo de hemoglobina puede representar menos del 1% del total de glóbulos rojos que se encuentran en la sangre. En muchos casos se produce un incremento de la metahemoglobina en sangre a causa de la ingesta de medicamentos. El coeficiente de absorción de la metahemoglobina es similar al de la hemoglobina reducida a 660nm y superior al de la hemoglobina oxigenada y reducida si se usa una luz con una longitud de onda de 940nm.

De acuerdo con [30], si tenemos en cuenta la carboxihemoglobina y metahemoglobina la saturación de oxígeno se expresaría de la siguiente forma:

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

Se puede observar como si aumenta el nivel de COHb y MetHb provoca que disminuya el denominador, y por tanto, el valor de la saturación de oxígeno aumentará.

3.4.3 Interferencia óptica

En un caso ideal la señal de luz que llega al fotodetector estaría formada exclusivamente por la luz que emiten los LEDs, sin embargo, en la realidad esto no es así, ya que hay que tener en cuenta la luz ambiental, que puede ser originada por la radiación solar o una luz artificial. Para que el pulsioxímetro funcione correctamente la intensidad de señal proveniente de los LEDs tiene que ser mucho mayor que la que provoca la luz ambiental. Si la intensidad de la luz ambiental es muy elevada, el fotodiodo será incapaz de distinguir las señales provenientes de los LEDs, es por ello que hay que evitar que el lector se encuentre cerca de lámparas o en visión directa con el sol.

3.4.4 Fuentes generadoras de ruido

Esta limitación está causada por la gran cantidad de fuentes generadoras que pueden interferir en el espectro electromagnético del dispositivo. Estas fuentes generadoras de ruido pueden ser tanto artificiales, causadas por equipos médicos próximos, como naturales, originadas por el ruido cósmico o las condiciones climáticas.

El sensor trabaja con unas señales de una potencia muy baja, por lo que el ruido externo puede influir fácilmente en las medidas, para evitar esta interferencia el circuito analógico cuenta con estructuras circuitales protectores frente a ruido.

3.4.5 Posición de la sonda

3.4.5.1 Lugar de medida

Anteriormente se ha comentado que un pulsioxímetro puede trabajar utilizando un método de transmisión de la luz o de reflexión, el método que se use va a ser fundamental para poder conocer en qué zonas del cuerpo va a poder trabajar el dispositivo o no.

La mayoría de oxímetros de pulso utilizan el método de transmisión, la principal desventaja de esta técnica es que cuando el paciente tiene problemas de circulación periférica se obtienen unas medidas erróneas con una probabilidad muy alta. La otra gran desventaja de usar este método se comentó en el apartado 3.3.1 y es que las zonas en las que se puede utilizar son muy concretas, estas zonas son principalmente los dedos, la nariz y las orejas.

Progresivamente se está produciendo una implantación de los pulsioxímetros reflexivos, el mayor problema que tiene que afrontar esta solución son los errores producidos por movimientos del paciente, ya que al ser la señal que se recibe en el fotodetector más débil es más sensible a cambios. Sin embargo, la zona en la que se coloque el pulsioxímetro reflexivo también influirá en su funcionamiento, ya que en algunas partes del cuerpo la señal que se reciba será mayor que en otras.

3.4.5.2 Movimientos del paciente

La potencia de la señal que se recibe en el fotodetector es un parámetro clave en el cálculo de la saturación de oxígeno en sangre, si bien de la potencia que se recibe lo que se emplea para este cálculo es la componente AC de esta señal, aproximadamente el 2% del total. Un movimiento por parte del paciente provocará que la forma de esta señal cambie. Es importante tener en cuenta que en las condiciones en las que se utiliza un oxímetro de pulso estos movimientos puede que no sean voluntarios sino que sean consecuencia de convulsiones, escalofríos o toses, en función de cada caso se deberá elegir un dispositivo que se adecue a las necesidades de la situación.

3.4.6 Temperatura

La temperatura corporal del paciente y la temperatura ambiente son variables relevantes en la monitorización de oxígeno en la sangre. En una situación en la que el cuerpo humano se expone a bajas temperaturas, la perfusión periférica se dificulta, lo que se traduce en medidas incorrectas de la saturación de oxígeno, además, la amplitud de las señales se reduce, por lo que el dispositivo es más sensible a posibles movimientos que pueda realizar el paciente. Si se produce lo contrario, es decir la temperatura ambiente es excesivamente cálida, el coeficiente de absorción de la hemoglobina cambiará ligeramente, pero la curva teórica de calibración no se verá prácticamente afectada, por lo que no se considerarán errores grandes por este factor.

Los cambios bruscos de temperatura también pueden influir en la toma de medidas, esto se debe a que estas variaciones alterarán el estado de la unión p-n de los diodos emisores y por tanto se producirán ligeros cambios en el espectro de emisión de los LEDs. Un buen encapsulado que aisle a los LEDs de estos cambios evitará que se cometan errores muy grandes en este aspecto.

3.4.7 Otras causas de imprecisión

Además de las causas que se han expuesto anteriormente, existe un amplio número de fuentes de errores que no se han mencionado. El personal sanitario que se encargue del manejo del pulsioxímetro debe contar con estas fuentes de inexactitud que se mencionan a continuación.

Las enfermedades que afectan al flujo normal de sangre por el organismo son una de estas fuentes de errores que pueden provocar imprecisiones en las medidas. La hipotermia, la vasoconstricción, la hipotensión o un infarto alteran significativamente el flujo sanguíneo periférico y pueden provocar que el nivel de potencia que llega al receptor sea menor que el umbral fijado para que el sistema funcione correctamente. Otro problema circulatorio a tener en cuenta que puede provocar errores en las medidas es la congestión de sangre en un órgano, ya que puede causar una presión mayor a la normal en los vasos sanguíneos. Para contrarrestar los problemas originados por estas situaciones se pueden aplicar medicamentos o técnicas médicas que estimulen la circulación del paciente.

Cuando un paciente está siendo tratado, en muchos casos es necesario aplicarle inyecciones intravenosas. Si se hace esto es importante tener en cuenta que durante los primeros veinte minutos es posible que los valores de saturación de oxígeno que se obtengan sean menores a los esperados en un principio. Este problema con las inyecciones aún no se ha conseguido resolver ni siquiera con los oxímetros de pulso más avanzados.

La fracción de luz que absorben partes del cuerpo como las uñas, la piel o las venas se ha tomado como constante si bien esto en la realidad no es completamente así. Además, existen elementos como la suciedad que dificultan la toma de medidas.

Todos los factores que se han expuesto provocarán inexactitud en las medidas que habrá que tener en cuenta cuando se interpreten y evalúen las medidas.

3.5 Revisión del Mercado

Antes de presentar el prototipo diseñado se va a hacer una revisión de la gran oferta de pulsioxímetros que existe en el mercado, cada uno de los modelos utilizado para satisfacer una serie de necesidades del paciente. Actualmente se pueden distinguir principalmente tres clases de oxímetros de pulso.

3.5.1 Pulsioxímetros de dedo o compactos

Este primer tipo es el más extendido y conocido por la mayor parte de la población. Existen diferentes modelos, pero su estructura es muy similar al pulsioxímetro de la figura 3.11. Tienen forma de pinza donde se encuentra el sensor y la pantalla de cristal líquido o numérica que proporciona información de las medidas. Por lo general los modelos de pulsioxímetros de dedo están destinados a adultos o a niños, existiendo muy pocos dispositivos que sean capaces de trabajar con ambos tipos de pacientes.

Los pulsioxímetros de dedo son los más demandados tanto por su precio, alrededor de los 25 € como su portabilidad. Sin embargo, hay que tener en cuenta que están orientados a un tipo de paciente relativamente sano. Un ejemplo de usuario que puede usar este tipo de dispositivo sería una persona con asma con una edad comprendida entre los 10 y 60 años, se hace un uso puntual del equipo y por una razón muy concreta.



Figura 3.11 Pulsioxímetro de dedo AGPTEK [40].

3.5.2 Pulsioxímetros con sonda



Figura 3.12
Pulsioxímetro NONIN
2500 PalmSat [41].

Este grupo está formado por dispositivos más versátiles que los pulsioxímetros de dedo, además son más precisos y proporcionan mayor información. Debido a esta mayor precisión, la mayor parte de estos equipos dan la posibilidad de programar alarmas para que en caso de que se suba o baje de un cierto umbral se produzca un aviso. El precio de los modelos más baratos de este grupo se encuentra en torno a los 130 €. El aspecto de un pulsioxímetro con sonda es parecido al de la figura 3.12, aunque hay que tener en cuenta que la apariencia puede variar en función de la sonda que se utilice.

La mayor versatilidad de estos equipos se debe a la gran variedad de sensores que permiten utilizar, como el de oreja, dedo, neonatales, pediátricos, etc. El hecho de poder cambiar los sensores permite que estos modelos puedan ser utilizados por diferentes tipos de pacientes, en función de las necesidades que tengan. Este tipo de modelos son útiles tanto para pacientes recién nacidos, como para una persona adulta o un paciente con problemas sanguíneos periféricos, solo habría que elegir la sonda más adecuada.

3.5.3 Pulsioxímetros de sobremesa

La principal característica que diferencia los equipos de este grupo del resto es que permiten una monitorización durante periodos más largos de tiempo, por ejemplo cuando un paciente está durmiendo o durante largas estancias en la cama. Los monitores de sobremesa aparte de medir el pulso y la saturación de oxígeno también miden otras constantes vitales como pueden ser la temperatura o respiraciones por minuto. Estos dispositivos se usan principalmente en hospitales o clínicas. Las medidas que es capaz de proporcionar un pulsioxímetro de sobremesa son muy exactas por lo que su uso es principalmente profesional. Al igual que los pulsioxímetros de sonda permiten utilizar diferentes tipos de sensores, aunque son menos portables ya que su tamaño es mayor. En la figura 3.13 se muestra la forma típica de un pulsioxímetro de sobremesa.



Figura 3.13 Pulsioxímetro LIBRA de
NELLCOR [39].

Los pacientes a los que se destinan los pulsioxímetros de sobremesa son aquellos que necesitan un estudio prolongado y preciso debido a la patología que sufren. Mediante un equipo de sobremesa se puede hacer un estudio detallado para más tarde ver cómo se ha evolucionado a lo largo del tiempo y las cotas de saturación de oxígeno y pulso que se han alcanzado. Este tipo de equipos son los más caros, los modelos más baratos cuestan unos 500 €.

Se puede observar como la tendencia predominante en el mercado es usar pulsioxímetros que funcionan mediante el método de transmisión, es por ello que investigar las razones por las que no se implementa el método reflexivo a pesar de algunas de las ventajas que ofrece resulta de interés.

3.5.4 Fabricantes principales

Cuando se realiza un estudio de mercado es interesante destacar cuáles son los principales fabricantes.

Nellcor. Uno de los mayores fabricantes de tecnología médica, en el ámbito de la pulsioximetría se caracteriza por ofrecer soluciones muy fiables pensadas para uso clínico, además ofrece una gran gama de sondas para adaptarse al tipo de paciente.

Nonin Medical. Durante más de 30 años, Nonin Medical ha diseñado y manufacturado dispositivos no invasivos de monitorización de pacientes destinados a profesionales de la salud y usuarios individuales. Además de pulsioxímetros, Nonin también diseña sensores y software específico para sus productos.

Herbie Life. Sus dos líneas de negocio principales son los pulsioxímetros y los audífonos. Los pulsioxímetros que fabrica son de dedo o de sonda y están destinados a un uso individual por parte del usuario más que a un uso profesional.

3.5.5 Pulsioxímetro reflexivo

Como se puede comprobar a partir de los apartados anteriores en el mercado aún no está extendido el método reflexivo. Sin embargo, la necesidad de disponer de un dispositivo no invasivo, no intrusivo y que permita realizar un seguimiento de los signos vitales del paciente hacen necesario el estudio de nuevas técnicas de reflexión alternativas a las empleadas tradicionalmente. Por estas razones, el desarrollo de un nuevo dispositivo para la monitorización de la frecuencia cardíaca y la saturación de oxígeno en el contexto de la eSalud resulta de gran interés para resolver estos problemas.

4 MATERIALES Y MÉTODOS

4.1 Materiales

El oxímetro de pulso que se ha diseñado cumple varios requisitos, es económico, no invasivo y fácil de utilizar por cualquier persona. Para el desarrollo y validación del prototipo se ha elegido un diseño modular en el que se diferencian los siguientes bloques.

4.1.1 Sensor biomédico MAX30102

El MAX30102 de Maxim Integrated es un módulo integrado destinado a aplicaciones de pulsioximetría y ritmo cardíaco, incluye dos LEDs, un fotodetector, elementos ópticos y electrónica de bajo ruido con eliminación de la luz ambiental [31]. El MAX30102 opera con una fuente de alimentación a 1,8V y otra de 3,3V para los LEDs internos y posee un módulo de comunicaciones que funciona mediante I2C.

Las razones por las que se ha elegido este sensor son las siguientes:

- Material de apoyo disponible. Además del datasheet y el manual de usuario proporcionados por el fabricante, también está disponible en línea la librería MAX3010x de Arduino creada por el fabricante de dispositivos electrónicos Sparkfun, aunque esta librería se desarrolló para ser usada con el sensor MAX30105, también es compatible con el MAX30102.
- Económico. Uno de los objetivos del proyecto es que el sistema de pulsioximetría sea económico, por lo que un sensor de estas características que se encuentra a un precio en el mercado alrededor de 5 €, cumple este requisito.
- Tamaño pequeño. El pequeño tamaño del sensor lo hace manejable y fácil de colocar en diferentes zonas del cuerpo. El aspecto de la placa en la que se encuentra el sensor se muestra en la figura 4.1. En una de las caras de la placa se puede distinguir el circuito integrado con el fotodetector y los LEDs, mientras que en la otra cara se identifican los pines.



Figura 4.1 Sensor MAX30102.

Para convertir la señal analógica generada por el fotodetector a digital, el sensor dispone de un ADC interno, un convertidor del tipo sigma-delta con hasta 18 bits de resolución. La frecuencia de muestreo del ADC es de 10,25MHz. La salida de los datos del ADC se puede programar de 50 muestras/seg a 3200 muestras/seg.

Internamente el funcionamiento del sensor se puede describir en base al diagrama de bloques de la figura 4.2:

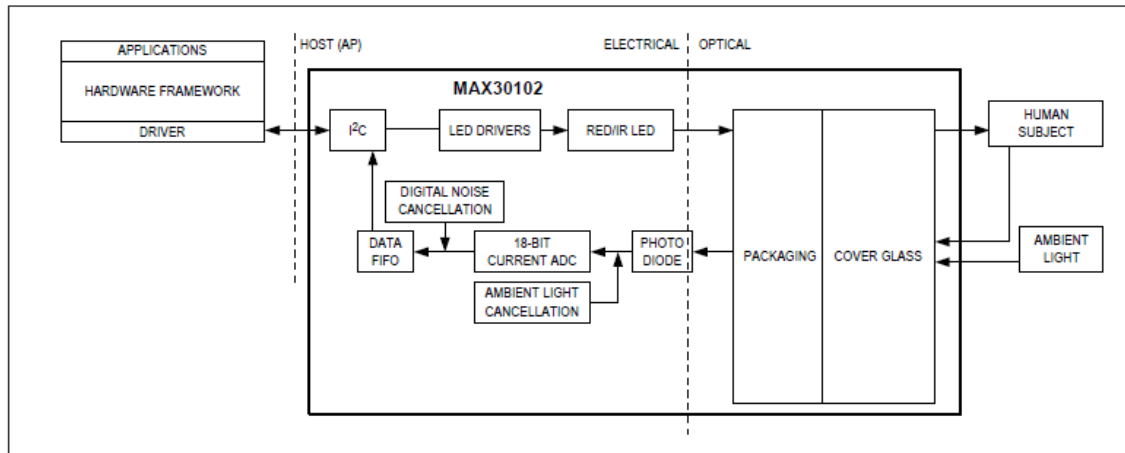


Figura 4.2 Arquitectura interna en bloques del sensor MAX30102.

A partir de la figura 4.2 se puede deducir el funcionamiento a grandes rasgos del sensor. En primer lugar, se emite un pulso de luz roja o infrarroja, la señal se refleja en la piel, la luz reflejada provocada por el LED se mezcla con luz ambiental y llega al fotodetector. Una vez ha llegado la señal al fotodetector pasa por un bloque de cancelación de la luz ambiental para después digitalizar la señal. Cuando se dispone de la señal digital, se produce una cancelación del ruido que haya podido empeorar la señal, después se almacenan los datos en un registro FIFO y por último mediante I2C se transmiten los datos a un sistema, como un microprocesador, para que los interprete.

Siguiendo como referencia el esquema de la figura 4.2 el sensor se puede dividir en varios bloques.

Sensor Óptico

El sensor óptico está formado por el LED rojo, infrarrojo y el fotodetector. Esta parte es la encargada de generar los pulsos de luz y de detectarlos. Los componentes del sensor óptico están colocados siguiendo el esquema que se describió en el capítulo anterior cuando se presentó el método reflexivo, por lo que están colocados sobre el mismo plano y de forma adyacente.

En el dispositivo se encuentran integrados los LEDs, cada uno con una longitud de onda. Los diodos LED son la mejor opción para este tipo de aplicaciones ya que se pueden encender y apagar muy rápidamente, esto permite que solo sea necesario utilizar un único fotodetector. Los LEDs tienen otras ventajas como que su precio es muy bajo, tienen una longitud de onda muy precisa y apenas se calientan durante su funcionamiento.

En las figuras 4.3 y 4.4 se muestra el espectro de emisión de cada uno de los LEDs, la longitud de onda de emisión es configurable, pero se van a usar unos valores de 660 nm y 940 nm, ya que son los valores de funcionamiento recomendados del dispositivo.

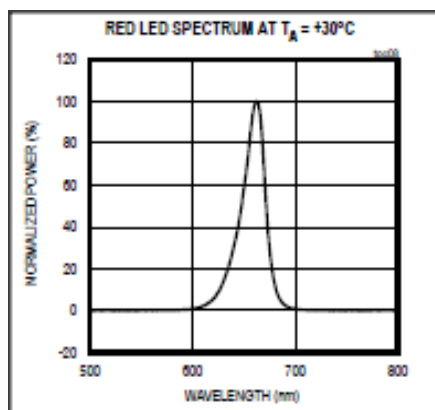


Figura 4.3 Espectro de emisión del LED rojo.

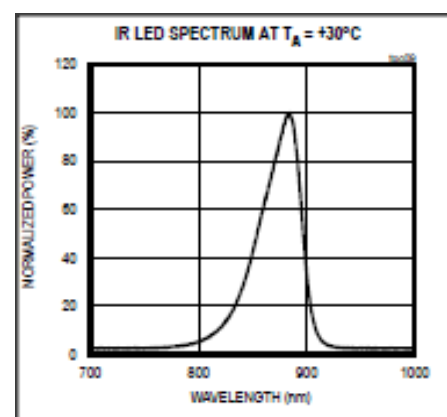


Figura 4.4 Espectro de emisión del LED infrarrojo.

Fotodetector

Para detectar la intensidad luminosa reflejada por el tejido proveniente de los LEDs emisores se utiliza un único fotorreceptor colocado de forma contigua a los LEDs.

En la figura 4.5 se puede observar cómo se obtiene una buena respuesta para las longitudes de onda que utilizan los LEDs. Como el sensor trabaja con el método de reflexión la señal que llega al detector es muy débil, por lo que será necesario tenerlo en cuenta en el análisis y procesamiento de la señal.

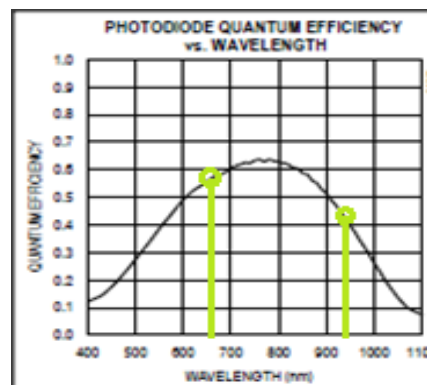


Figura 4.5 Curva de responsividad del fotodiodo del MAX30102.

4.1.2 Microcontrolador: Arduino Nano

Para poder interpretar los datos recibidos del sensor en un ordenador con Matlab se va a utilizar un microcontrolador. Arduino Nano se presenta como una buena opción gracias a su bajo precio, reducido tamaño y características técnicas que cumplen los requisitos del proyecto.



Figura 4.6 Logo de Arduino.

Arduino es una plataforma electrónica de código abierto con un hardware y software intuitivo y no muy difícil de usar [32]. Las placas de Arduino, que se pueden identificar mediante el logo de la figura 4.6, pueden leer entradas como la luz que incide en un sensor o la activación de un botón, y también generar salidas como activar un motor o encender un LED. El entorno de desarrollo integrado (IDE) de Arduino permite escribir y cargar programas en placas compatibles con Arduino de forma rápida y sencilla. Los sistemas que utilizan Arduino permiten ser ejecutados sin la necesidad de conectar la placa a un ordenador, aunque también puede conectarse y así intercambiar datos con programas como Matlab.

Arduino nació en el Instituto de Diseño de Ivrea como una herramienta de prototipado rápido, destinada a estudiantes que no tuvieran demasiados conocimientos de electrónica ni de programación. Con el paso del tiempo la comunidad de usuarios se fue expandiendo y también la oferta de placas que se ofrecen, cada una con unas características concretas. Todas las placas de Arduino son completamente de código abierto, animando así a los usuarios a construirlas de forma independiente. El software también es código abierto y gracias a las contribuciones de los usuarios los repositorios no paran de crecer.

Las principales ventajas que ofrece Arduino frente a otros sistemas son las siguientes:

- Precio. Las placas de Arduino son relativamente más baratas comparadas con otras plataformas de características parecidas.
- Entorno de programación simple. El software de Arduino permite una rápida familiarización con el entorno de trabajo gracias a su fácil manejo.

- Multiplataforma. El software de Arduino funciona en Windows, Macintosh OSX y Linux, frente a otros microcontroladores que por lo general solo funcionan en Windows.
- Código abierto y hardware extensible. Los esquemas de Arduino son accesibles a los usuarios de forma que cualquiera pueda hacer su propia versión del módulo, extenderla e incluso mejorarla.
- Código abierto y software extensible. El software de Arduino también está disponible de forma que los programadores puedan emplear las librerías que ya existen, modificarlas o crear otras nuevas.

4.1.3 Pulsioxímetro de dedo comercial: Hylogy MD-H32

Para poder comparar los valores obtenidos es necesario disponer de un pulsioxímetro calibrado que tome medidas de forma fiable, para ello se ha utilizado un pulsioxímetro de dedo de la marca comercial Hylogy, en concreto el modelo MD-H32, figura 4.7.



Figura 4.7 Pulsioxímetro de dedo de Hylogy, modelo MD-H32.

El dispositivo tiene una pantalla OLED que permite visualizar la frecuencia cardíaca y la saturación de oxígeno sin decimales. Tiene unas dimensiones de $58 \times 33,4 \times 35,6$ mm, lo que hace que sea ligero y manejable. Su uso está pensado tanto para profesionales como para usuarios en casa. El uso de este pulsioxímetro está avalado por la FDA, una agencia del gobierno de los Estados Unidos que avala su uso seguro en personas. Por último, cabe destacar que el dispositivo tarda aproximadamente unos ocho segundos en proporcionar una primera medida fiable.

4.1.4 Accesorios adicionales utilizados en las medidas

Para poder fijar el sensor al cuerpo y que las medidas no varíen por pequeños movimientos se emplean los siguientes materiales:

- Tiras de velcro. Para poder realizar las medidas en un dedo, la muñeca y el brazo se han empleado tiras de velcro para poder ajustar el sensor a la piel de forma que se quede apoyado sobre ella, sin realizar demasiada presión.
- Cinta para la cabeza de Nellcor. Esta cinta tiene la capacidad de controlar la presión que se realiza sobre la cabeza del paciente de forma que no sea demasiada y cause molestias. Esta cinta se ha utilizado para las medidas en la cabeza, sien, frente y en la zona que se encuentra encima de una de las cejas.
- Esparadrapo. En todas aquellas zonas del cuerpo en las que no se ha podido colocar una tira de velcro ni tampoco la cinta, se ha usado esparadrapo para mantener el sensor fijo.

4.2 Métodos

4.2.1 Estudio de las zonas óptimas de medida para el sensor de pulsioximetría reflexivo

Para medir la saturación de oxígeno en sangre es necesario localizar una zona en la que se pueda medir el pulso. El pulso se toma mediante la palpación que se produce en las zonas del cuerpo en las que se encuentra una arteria. El procedimiento consistirá en localizar primero el pulso manualmente, una vez se tiene localizada la zona se coloca el sensor y por último se analiza la calidad de la señal que es capaz de tomar el sensor en esa zona. Este procedimiento se va a seguir teniendo en cuenta que las medidas se realizan de forma que causen las

mínimas molestias al paciente.

A partir del esquema que se muestra en la figura 4.8, se han seleccionado las arterias en las que se han tomado medidas. Los pulsos que se han intentado medir con el sensor son los siguientes:

- Pulso temporal. Se encuentra en la cabeza a la altura de las orejas, en la zona que se encuentra por debajo de la sien.
- Pulso carotídeo. En el cuello, justo al lado de la tráquea.
- Pulso subclavia. La arteria subclavia se encuentra detrás de la clavícula.
- Pulso axilar. Para localizar esta arteria es necesario levantar un brazo y medir dentro de la fosa axilar.
- Pulso braquial o humeral. Se toma un brazo y se mide en la zona en la que se inserta el tendón del bíceps.
- Pulso radial. En la zona muñeca que se encuentra más próxima al pulgar.
- Pulso cubital, En la muñeca, en la zona más próxima al meñique.
- Pulso poplíteo. Para encontrar la arteria poplíteica es necesario flexionar una pierna y medir en la fosa poplíteica.
- Pulso pedal. En el empeine del pie, entre los tendones del primer y segundo dedo.

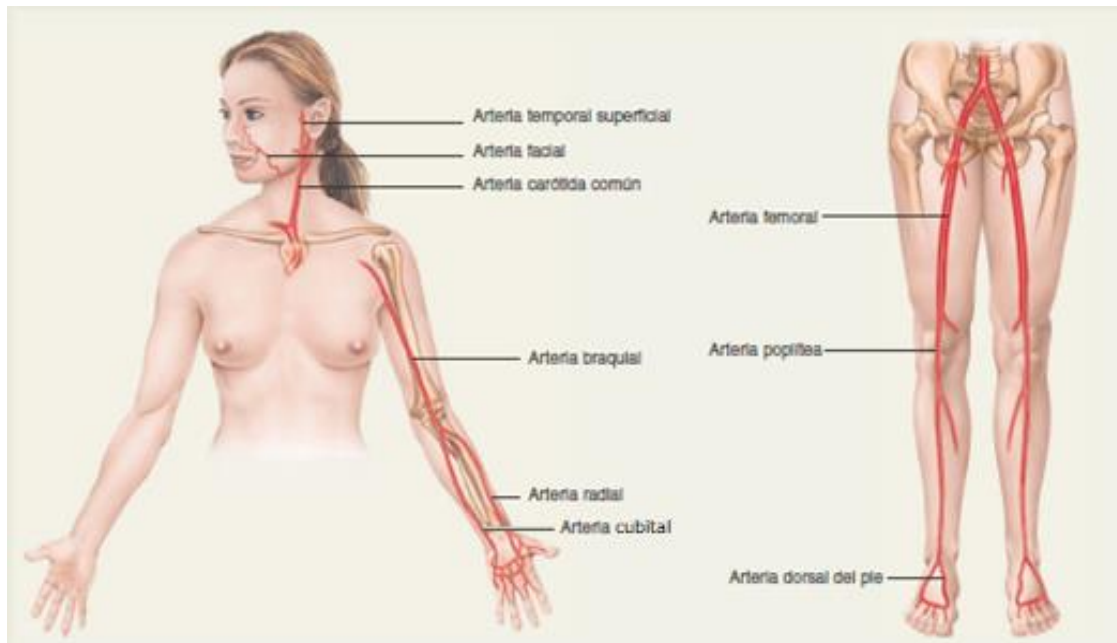


Figura 4.8 Arterias principales del cuerpo humano [33].

Además de las zonas anteriores existen otras partes del cuerpo, que a pesar de no estar cerca de una arteria principal, permiten tener acceso vascular a las arterias periféricas, es decir no se utiliza una arteria principal para la medida pero puede obtenerse el pulso.

- Dedo. Por lo general, si se está empleando un pulsioxímetro que funciona mediante transmisión, las medidas se toman en uno de los dedos de la mano, ya que se trata de una zona periférica del cuerpo de fácil acceso y relativamente translúcida.
- Oreja. Al igual que el dedo se trata de una zona periférica del cuerpo en la que hay un gran número de pequeñas arterias.
- Frente. La frente se trata de un buen lugar en el que realizar medidas, ya que es una superficie plana y no hay demasiados tejidos que separen las arterias del sensor, por lo que el método reflexivo podría funcionar correctamente.
- Encima de una ceja. Esta zona al igual que la frente concentra un buen número de arterias en una superficie relativamente plana.

4.2.2 Métodos para el cálculo de la frecuencia cardíaca y la saturación de oxígeno en sangre

Cuando se obtienen las zonas del cuerpo en las que se recibe la señal con una calidad suficientemente buena como para ser analizada, se calcula la saturación de oxígeno y la frecuencia cardíaca durante varios segundos y se obtiene la media en ese tiempo. Para comprobar si las medidas varían de una persona a otra se tomarán medidas en adultos varones de diferentes edades en reposo y sin ningún problema cardiovascular ni respiratorio, aunque una de estas personas debido a su avanzada edad padece una pequeña arritmia, lo que hace que su pulso sea más irregular. El procesado de la señal se ha efectuado siguiendo dos métodos distintos con el fin de comprobar qué método funciona mejor en cada parte del cuerpo. La principal diferencia entre estos dos métodos está en cómo se define AC y DC y en la recta de calibración en función de R para el cálculo de la saturación de oxígeno en sangre.

4.2.2.1 Método de picos y valles

En este primer método se localizan los picos y valles en cada periodo y se calcula R mediante la siguiente expresión. [12]:

$$R = \frac{dA_{\lambda 1}}{dA_{\lambda 2}} = \frac{\frac{AC_{rojo}}{DC_{rojo}}}{\frac{AC_{IR}}{DC_{IR}}}$$

En la figura 4.9 se definen los valores DC y AC de este método respecto a los picos y valles de la señal

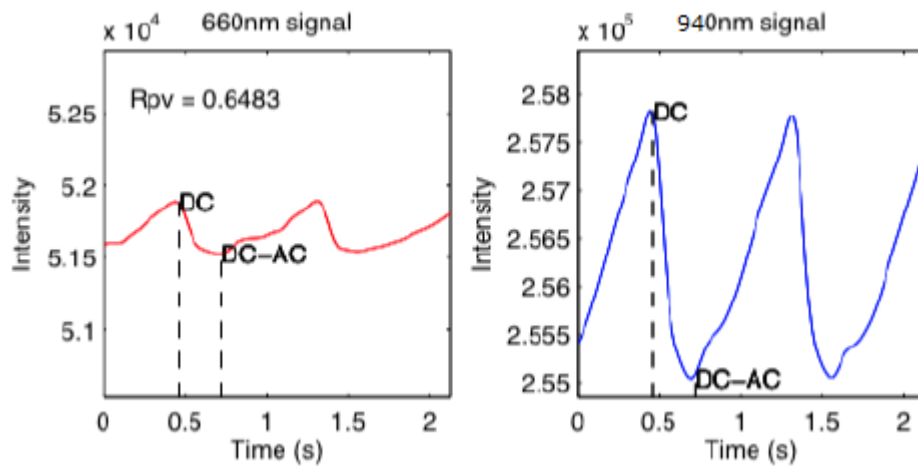


Figura 4.9 Método de picos y valles.

Por tanto, se puede concluir que en un periodo, $AC = \text{Max} - \text{Min}$ y $DC = \text{Max}$.

Para el cálculo de la saturación de oxígeno siguiendo el método de picos y valles se emplean dos rectas de calibración, la recta teórica de calibración Beer-Lambert [12] y la recta empírica de calibración de Scharf-Rusch [34], estas rectas se definen de la siguiente forma:

$$SaO_{2\text{teorica}} = 115 - 30R$$

$$SaO_{2\text{Scharf-Rusch}} = 110 - 25R$$

4.2.2.2 Método del manual del MAX30102

Este otro método está extraído del manual del sensor y es similar al método de los picos y valles, en cuanto a que es necesario conocer los máximos y mínimos de la señal, sin embargo, R se calcula de forma diferente.

A partir de dos mínimos adyacentes se traza una recta que pase por ellos, y se proyecta en ella el máximo que hay entre los dos mínimos que une la recta. Este punto en la recta se corresponderá con la componente DC. La componente AC se calcula restando al máximo la componente DC [35]:

$$R = \frac{\frac{AC_{rojo}}{DC_{rojo}}}{\frac{AC_{IR}}{DC_{IR}}}$$

En la figura 4.10 se muestra gráficamente el cálculo de la componente AC y DC definidas según este método.

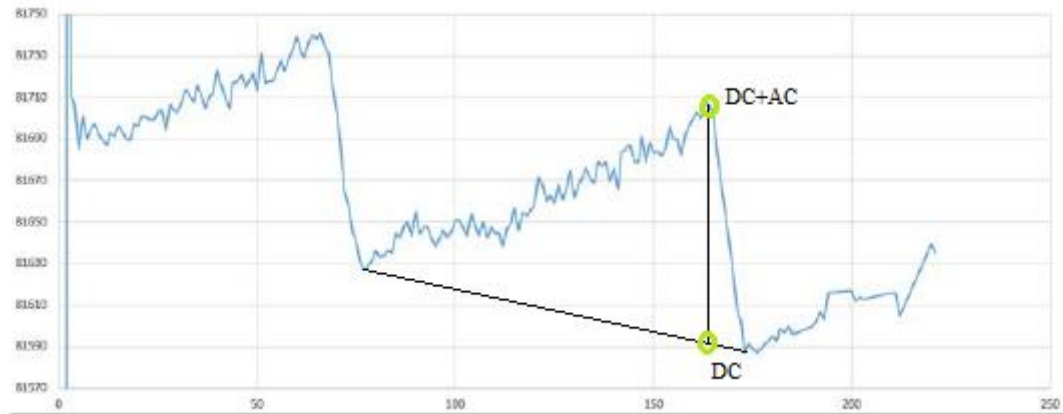


Figura 4.10 Método para el cálculo de la saturación de oxígeno explicado en el manual del MAX30102.

La recta de calibración empleada para el cálculo de la saturación de oxígeno se ha extraído del manual del sensor, y se define de la siguiente forma.

$$SaO_{2_{manual}} = 104 - 17R$$

5 RESULTADOS Y DISCUSIÓN

En este capítulo se muestran los resultados que se han obtenido en el desarrollo del proyecto. En primer lugar, se explica cómo se ha llevado a cabo la construcción del prototipo y su configuración. A continuación, se analizan las formas de onda en las zonas del cuerpo en las que se han tomado medidas y se seleccionan aquellas en las que la calidad de la señal roja e infrarroja es lo suficientemente buena, para hacer una comparación y así calcular la saturación de oxígeno en sangre. Para finalizar, en el procesado se emplean diferentes rectas de calibración en el cálculo de la saturación de oxígeno, en las zonas del cuerpo elegidas, y se compara la precisión del prototipo con los datos ofrecidos por el dispositivo comercial que sirve de referencia.

5.1 Construcción del prototipo

La construcción del prototipo se realizó teniendo en cuenta la conexión de pines necesaria entre la placa de Arduino y el sensor. Esta relación se muestra en la tabla 5.1.

| MAX30102 | Arduino |
|-----------------|---------|
| SCL | A5 |
| SDA | A4 |
| GND | GND |
| V _{DD} | 5V |

Tabla 5.1 Conexión de los pines de la placa de Arduino con los del sensor MAX30102.

En primer lugar, se soldaron los pines de la placa de Arduino, después a los pines se les soldó una hilera adicional de pines, y esta hilera se conectó con un cable formado por cuatro hilos de cobre, cada uno de estos hilos se soldó a un pin y se recubrió la conexión con plástico retráctil. El aspecto de la placa al comienzo y final de este proceso se muestra en la figura 5.1.

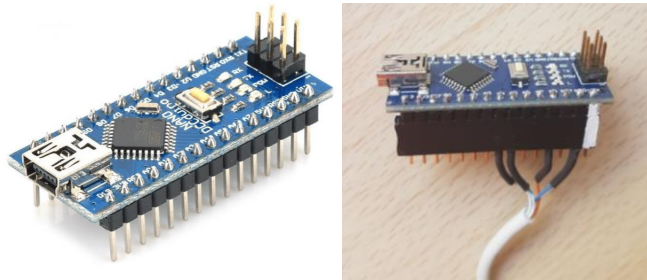


Figura 5.1 .Placa de Arduino al comienzo y al final del proceso de conexión de pines.

Por otro lado, para la conexión del sensor se utilizó el otro extremo del cable y se usaron los otros cuatro hilos de cobre correspondientes con la conexión de la placa de Arduino. Para proteger el fotodetector se colocó una lámina de acetato sobre él y el resto del circuito se recubrió con plástico retráctil. Para ajustar el plástico se usó un soldador de calor. Por último, las conexiones se recubrieron con esparadrapo para aportar mayor robustez al sensor. La aplicación de estos pasos se muestra de forma gráfica en la figura 5.2.

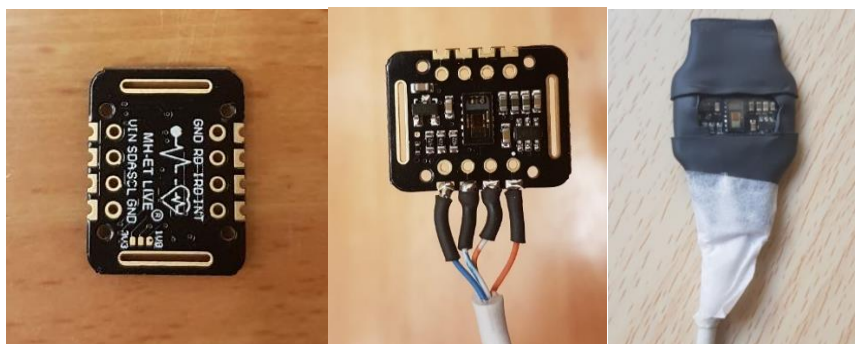


Figura 5.2 Evolución del aspecto del sensor MAX30102 durante la construcción del prototipo.

5.2 Configuración del prototipo

5.2.1 Parámetros de configuración del sensor

Para la configuración del sensor se emplea la librería MAX3010x de SparkFun. Esta librería se desarrolló para poder usarse tanto con el MAX30105, que es un sensor detector de partículas, como con el sensor que se emplea en el proyecto, el MAX30102.

Para la puesta en marcha del dispositivo es necesario configurar los parámetros que se presentan a continuación.

ledBrightness=250. Este parámetro está relacionado con la intensidad a la que emiten los LEDs, se va a tomar el valor máximo de forma que al detector llegue la mayor cantidad de señal.

sampleAverage=1. Número de muestras del mismo tipo que se utilizan para realizar una media y tomarla como muestra válida. No se va a hacer ninguna media entre las muestras tomadas, para no perder información.

ledMode=2. Existen 3 modos de funcionamiento: el modo 1, solo se enciende el LED infrarrojo, el modo 2, se encienden el LED rojo y el infrarrojo, y el modo 3, se encienden los LEDs rojo, infrarrojo y verde. El modo 3 está pensado para usarse con el sensor MAX30105, en nuestro caso se ha elegido el modo 2.

sampleRate=400. Frecuencia de muestreo, va a fijar el número de muestras que se toman por segundo. Utilizando 400 Hz se obtienen muestras a una velocidad suficiente para que el sensor funcione correctamente. Si se incrementa más esta frecuencia de muestreo aparece cada vez más ruido en la señal, por lo que a 400 Hz se obtiene una buena relación de velocidad de funcionamiento y ruido.

pulseWidth=69. Anchura de pulso, fijará la frecuencia máxima de muestreo y la resolución del ADC. Tomando el mínimo valor el sensor es capaz de funcionar correctamente por lo que es el que se toma, de esta forma se disminuye el consumo del dispositivo al estar menos tiempo encendidos los LEDs.

adcRange=16384. Cuanto mayor sea el valor que tome, mayor será la resolución del ADC, y por tanto más exactas las medidas. Este parámetro está limitado por la anchura del pulso.

Los bits que configuran la anchura del pulso LED establecen indirectamente el tiempo de integración del ADC en cada muestra. La resolución del ADC depende del tiempo de integración, mediante la relación que se muestra en la tabla 5.2.

| LED_PW[1:0] | PULSE WIDTH (μs) | ADC RESOLUTION (bits) |
|-------------|-------------------------|-----------------------|
| 00 | 69 (68.95) | 15 |
| 01 | 118 (117.78) | 16 |
| 10 | 215 (215.44) | 17 |
| 11 | 411 (410.75) | 18 |

Tabla 5.2 Relación entre la anchura del pulso y número de bits del ADC.

La frecuencia de muestreo también está relacionada con el ancho del pulso, estando limitada por el ancho de este. Si se elige una frecuencia de muestreo demasiado alta para el pulso elegido, entonces se fijaría de forma

automática la frecuencia de muestreo más alta admisible. En la figura 5.3 se muestra el funcionamiento de encendido y apagado de los LEDs.

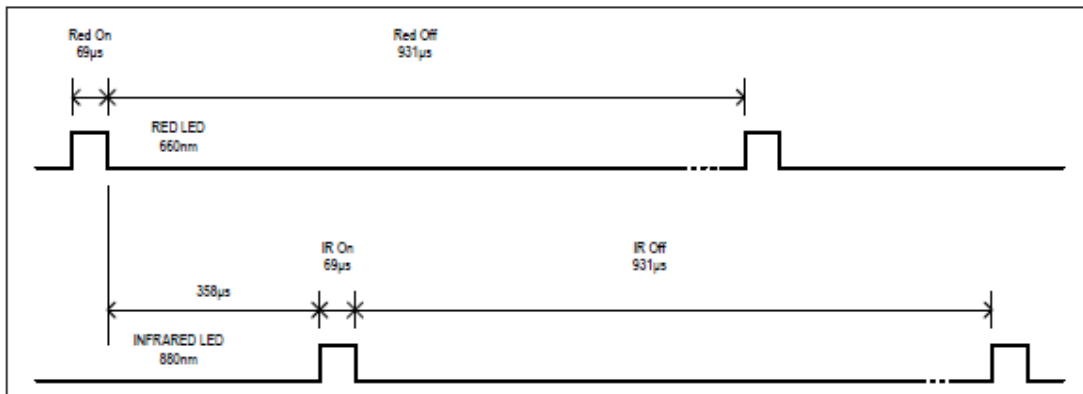


Figura 5.3 Procedimiento de encendido y apagado de los LEDs a una frecuencia de muestreo de 1kHz.

A continuación, se muestra la tabla 5.3 en la que se resumen las relaciones anteriores.

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

Tabla 5.3 Relaciones entre la frecuencia de muestreo, la anchura de pulso y los bits del ADC.

Por último, en lo que respecta a la configuración del sensor con la biblioteca empleada cabe destacar que debido a que la biblioteca de Arduino se diseñó para usarse con el sensor MAX30105, cuando se toman los datos con el sensor MAX30102, los métodos `getRed()` y `getIR()` del objeto `particleSensor`, devuelven los valores de la señal infrarroja y roja respectivamente, en lugar de los que indica el nombre de la función. Este hecho se puede comprobar asignando al parámetro `ledMode` el valor 1, en este caso solo se recibe una señal. Si se observa la placa del sensor, el LED rojo está apagado, por lo que la luz que llega al fotodetector es la del LED infrarrojo que está encendido, pero como la luz infrarroja no se encuentra en el espectro de la luz visible no se puede distinguir a simple vista cuando está encendido o apagado. Si después de haber realizado esta comprobación `ledMode` toma el valor 2, se observa como se enciende el LED rojo en la placa. Con esta configuración se reciben dos señales, la correspondiente a la emisión infrarroja y roja.

5.2.2 Código en Arduino

En primer lugar, se establece la comunicación entre el puerto serie del ordenador y la placa de Arduino, a continuación, se comprueba que el sensor está conectado de forma correcta a la placa. Una vez se han comprobado estos dos aspectos se asignan los valores oportunos a las variables de configuración del sensor y se configura el objeto `particleSensor` de la librería MAX3010x de SparkFun llamando al método `setup` junto a las variables de configuración. Después de haber completado la configuración del sensor, se imprime por el puerto serie cada una de estas variables junto al valor que toma, siguiendo la fórmula de comentario en Matlab, es decir

con el carácter ‘%’ delante de cada línea. De esta forma, en las primeras líneas de los ficheros almacenados se indica en forma de comentario la configuración del sensor cuando se han tomado las medidas.

```
void setup() {
  Serial.begin(115200);
  // Initialize sensor
  if (!particleSensor.begin(Wire, I2C_SPEED_FAST))
  {
    Serial.println("MAX30105 was not found. Please check wiring/power. ");
    while (1);
  }
  byte ledBrightness = 250; //Options: 0=Off to 255=50mA
  byte sampleAverage = 1;   //Options: 1, 2, 4, 8, 16, 32
  byte ledMode = 2;         //Options: 1, 2, 3
  int sampleRate = 400;     //Options: 50, 100, 200, 400, 800, 1000, 1600
  int pulseWidth = 69;      //Options: 69, 118, 215, 411
  int adcRange = 16384;     //Options: 2048, 4096, 8192, 16384

  particleSensor.setup(ledBrightness, sampleAverage, ledMode, sampleRate, pulseWidth,
adcRange); //Configure sensor with these settings

  Serial.print("%ledBrightness=");
  Serial.println(ledBrightness);
  Serial.print("%sampleAverage=");
  Serial.println(sampleAverage);
  Serial.print("%ledMode=");
  Serial.println(ledMode);
  Serial.print("%sampleRate=");
  Serial.println(sampleRate);
  Serial.print("%pulseWidth=");
  Serial.println(pulseWidth);
  Serial.print("%adcRange=");
  Serial.println(adcRange);
}
```

En el bucle infinito se toma la señal recibida en el fotodetector emitida por el LED rojo y por el infrarrojo y se imprime por el puerto serie. El formato en el que se imprime por el puerto serie es empleando la forma de asignación de valores en una matriz de Matlab, así se pueden guardar los valores que toma el sensor en un fichero para posteriormente ser analizado.

```
void loop()
{
  // Debido a que la librería que se usa es la del MAX30105, pero se va a emplear
  // el sensor MAX30102, particleSensor.getRed() devolvera el valor del LED IR y
  // particleSensor.getIR() devolvera el valor del LED rojo.
```



```
Serial.print("IR(");  
Serial.print(muestras);  
Serial.print(")=");  
Serial.print(particleSensor.getRed());  
Serial.println(";");  
  
Serial.print("R(");  
Serial.print(muestras);  
Serial.print(")=");  
Serial.print(particleSensor.getIR());  
Serial.println(";");  
muestras+=1;  
}
```

El código completo se encuentra disponible en el Anexo A.

A partir de la salida del puerto serie se crearán en Matlab los ficheros de datos. En la figura 5.4 se muestran, a modo de ejemplo, las primeras líneas generadas en una medida.

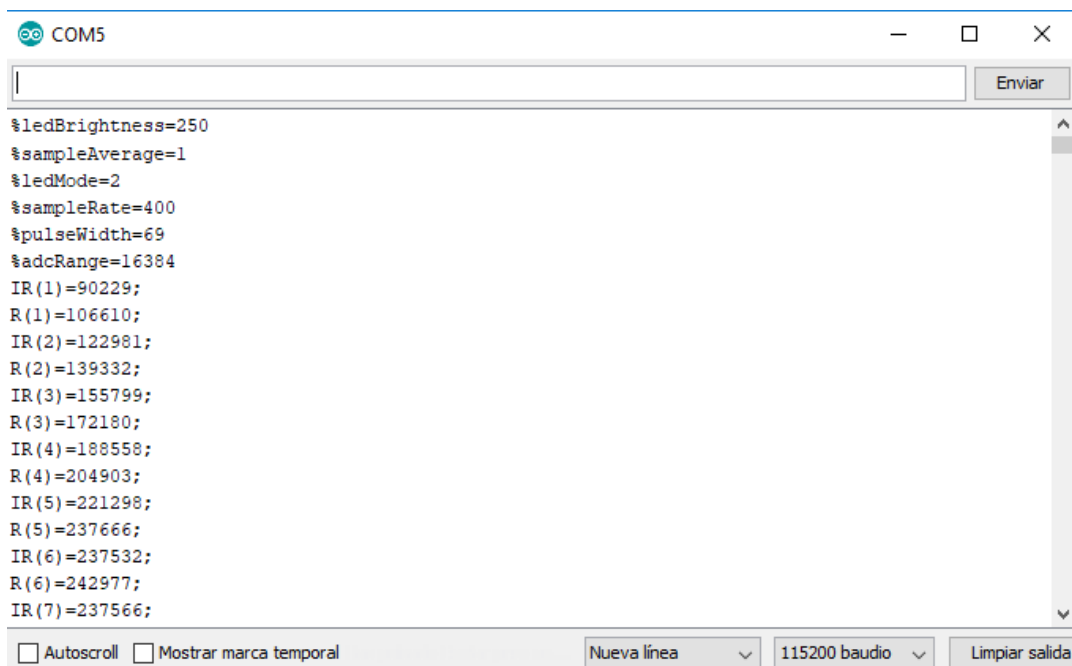


Figura 5.4 Primeras líneas generadas en una medida y enviadas por el puerto serie.

5.3 Búsqueda de las zonas óptimas para las medidas

Tal y como se comentó en el capítulo anterior, el procedimiento para elegir las zonas del cuerpo en las que se puede procesar la señal recibida consistirá primero en hallar el pulso manualmente y a continuación colocar la sonda de medida.

5.3.1 Código en Matlab para la toma de medidas

Para tomar los datos que se envían por el puerto serie desde la placa de Arduino se ha implementado el código en Matlab que se encuentra completo en el Anexo B.

En primer lugar, se pide al usuario que introduzca el nombre del fichero en el que se van a almacenar los datos,

en nuestro caso se almacenan con la extensión “.m”, para poder cargar los datos fácilmente en un script de Matlab. Una vez se tiene el nombre del fichero, se crea y se establece la comunicación con el puerto serie. Las primeras líneas de código que se envían por el puerto serie son comentarios sobre la configuración del sensor, se leen estas líneas y se almacenan en el fichero. Después de esto, se prepara la figura en la que se van a representar los datos y se comienza la lectura. La lectura se realiza durante un total de 20 segundos, ya que se almacenan 4000 muestras tanto de la señal roja como de la infrarroja, en total 8000 muestras, con una frecuencia de muestreo de 400 Hz. Por último, se finaliza la comunicación con el puerto serie y se cierra el fichero.

5.3.2 Criterios de clasificación de las muestras tomadas

Las condiciones que debe cumplir la señal que se recibe en el sensor para poder ser procesada es que sea estable, periódica y se puedan distinguir los máximos y mínimos fácilmente, ya que se usará la relación que existe entre ellos para el cálculo de la frecuencia cardíaca y la saturación de oxígeno en sangre.

En la figura 5.5 se muestra el aspecto que pueden tener las diferentes señales recibidas. Una señal recibida que tenga una forma como la primera será clasificada como buena, mientras que el resto se catalogarán como malas, y por lo tanto una zona en la que se reciben señales malas se eliminará del estudio posterior. Una señal mala puede estar originada por tres razones, baja perfusión, artefactos de ruido o movimientos del paciente. Teniendo en cuenta que las medidas se van a tomar en reposo, en principio la principal razón por la que una señal va a ser clasificada como mala va a ser debido a la baja perfusión causada por la gran cantidad de tejido que existe entre la arteria que se está intentando medir y el receptor colocado en el sensor.

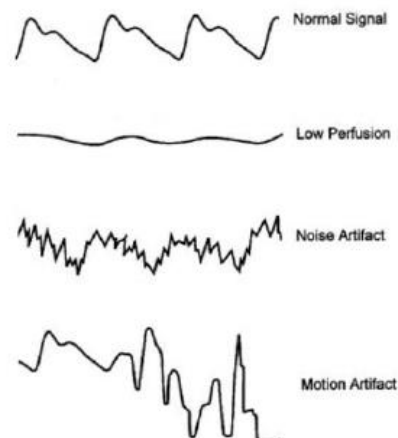


Figura 5.5 Diferentes formas que toman las señales que obtiene el sensor, junto a la razón de su forma [42].

Además de la calidad de la señal también se tiene en cuenta si la medida se ha podido tomar en una posición cómoda y no intrusiva, ya que lo que se busca es desarrollar un sistema capaz de calcular la frecuencia cardíaca y saturación de oxígeno sin causar molestias ni incomodidad al usuario.

5.3.3 Clasificación de las zonas del cuerpo analizadas

Las medidas se han realizado en un voluntario joven de 23 años, 1,80 metros de altura y 70 kilos de peso, sin ningún problema respiratorio ni cardiovascular. Las medidas se han tomado en reposo. En cada parte del cuerpo se realizaron tres medidas para comprobar el funcionamiento del sensor en esa zona. Las zonas han sido clasificadas como buenas o malas si la calidad de la señal recibida se repite en al menos 2 de las 3 medidas.

En la figura 5.6 se muestra el aspecto de una señal recibida en la que los máximos y mínimos están bien definidos y además es periódica. Por otro lado, en la figura 5.7 se observa una señal en la que el pulso no se distingue en la componente de luz roja y difícilmente en la infrarroja. La distancia de pico a pico siempre será menor en la roja que en la infrarroja debido a las características de absorción de la luz roja.

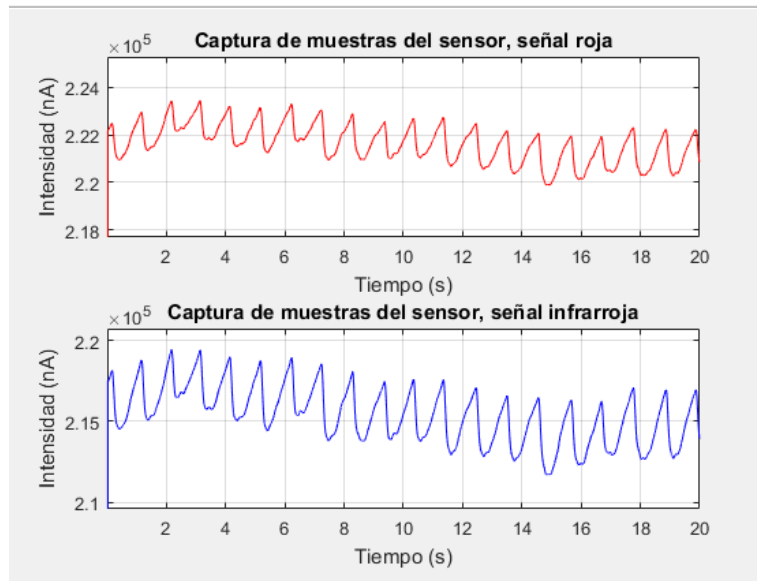


Figura 5.6 Ejemplo de señal recibida buena.

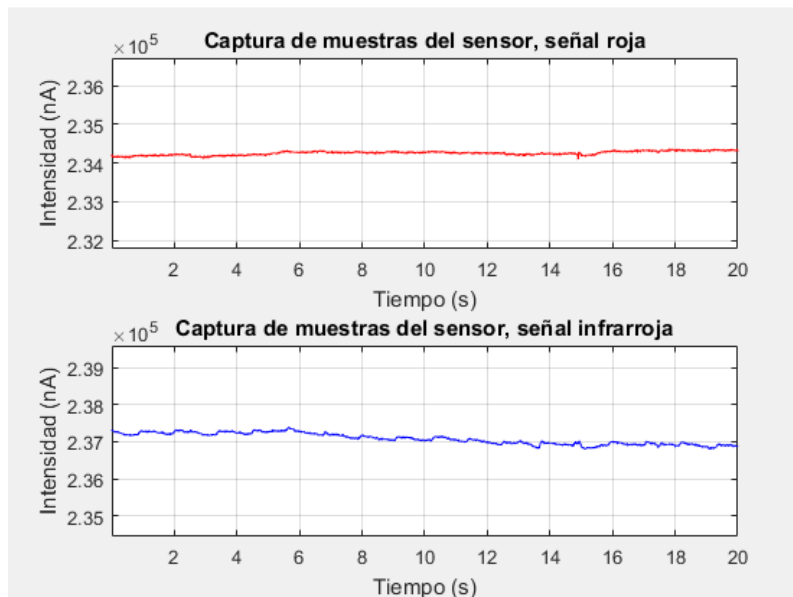


Figura 5.7 Ejemplo de señal recibida mala.

A continuación, se muestran los resultados de la señal recibida en la medida de los diferentes pulsos en arterias principales del cuerpo. La señal se clasificará como buena o mala según los criterios descritos en el apartado anterior. Además, junto al resultado se incluye un pequeño comentario sobre la medida.

- Pulso temporal. Señal buena. El sensor se coloca aproximadamente en la parte de la sien, en el lugar en el que se aprecia el pulso. La sonda se sujeta usando la cinta para la cabeza. La señal obtenida es periódica y los máximos y mínimos están bien definidos.
- Pulso carotídeo. Señal mala. Mediante el uso de esparadrapo se fija el sensor al cuello, en la zona al lado de la tráquea. En un primer momento se pensó usar una cinta alrededor del cuello, pero el esparadrapo es una opción menos intrusiva al realizar menos presión sobre una zona tan delicada como el cuello. Cada vez que se traga saliva se produce una caída muy brusca de la señal lo que provoca que el periodo no sea regular.
- Pulso axilar. Señal mala. En la fosa axilar se encuentra la arteria axilar, esta zona es de difícil acceso ya que es necesario permanecer con el brazo extendido hacia arriba, además la zona no es plana lo que dificulta la colocación del sensor.
- Pulso braquial/humeral. Señal mala. Mediante una cinta de velcro se sujeta el sensor al brazo, para obtener la mejor calidad de señal es necesario tener el brazo completamente recto, lo que puede llegar

a ser incómodo si la medida se prolonga durante mucho tiempo. El hecho de que la señal tenga una perfusión baja junto a tener que permanecer con el brazo completamente extendido, hacen que no sea una buena zona para tomar medidas.

- Pulso radial. Señal mala. El sensor se ajusta a la muñeca usando una tira de velcro, además se dobla la muñeca unos 45° para mejorar la calidad de la señal, pero la señal recibida no tiene los máximos y mínimos definidos.
- Pulso cubital. Señal buena. Se emplea la misma tira de velcro que en la medida del pulso radial e igual que en la medida anterior se dobla ligeramente la muñeca para favorecer la medición del pulso, en este caso la señal que se recibe sí tiene unos máximos y mínimos bien definidos y además es periódica.
- Pulso poplíteo. Señal mala. El pulso se localiza manualmente mediante la Maniobra de Kaindl, sin embargo, el hueco poplíteo, que es donde se encuentra la arteria en la que se intenta medir el pulso, es una zona blanda, por lo que existe mucho tejido entre la arteria y la piel, lo que haría necesario que se aplicara una presión mucho mayor de la que ejerce el esparadrapo. Tener que aplicar una presión bastante alta, junto al hecho de tener que estar con la pierna flexionada para poder realizar la medida, hacen que no sea una zona adecuada para la medida.
- Pulso pedial. Señal mala. A priori parecía ser una zona en la que se iban a poder realizar las medidas sin muchos problemas, ya que es una zona plana en la que se puede colocar el sensor sin dificultades. Sin embargo, tras las diferentes medidas no se obtiene una señal en la que se distingan máximos y mínimos.

A continuación, se presentan los resultados obtenidos en aquellas zonas en las que se tiene acceso a arterias periféricas para la medida.

- Dedo. Señal buena. Se emplea una pequeña tira de velcro con la se sujeta el sensor al dedo, para la medida se apoya la mano en una superficie plana con el fin de evitar que se produzcan variaciones en la componente recibida causadas por movimientos de la mano.
- Oreja. Señal mala. El sensor se fija mediante esparadrapo al cartílago de la oreja, pero al tratarse de una superficie irregular no se consigue una señal estable en la que se distinga un periodo.
- Frente. Señal buena. El sensor se coloca en la parte central de la frente y se fija mediante la cinta para la cabeza. Se identifican los máximos y mínimos y la señal es periódica.
- Zona encima de una ceja. Señal buena. Con la cinta para la cabeza se coloca el sensor justo encima de una ceja, la calidad de señal que se obtiene es parecida a la que se obtenía en la frente.

En la tabla 5.4, a modo de resumen, se muestran todas las zonas del cuerpo que se han estudiado, aquellas que están marcadas con una x son zonas en las que se ha obtenido una señal buena por lo que se realizará un procesamiento de la señal para analizarla en más profundidad.

| | temporal | carotideo | axilar | braquial | radial | cubital | popliteo | pedial | dedo | oreja | frente | ceja |
|-------------|----------|-----------|--------|----------|--------|---------|----------|--------|------|-------|--------|------|
| señal buena | X | - | - | - | - | X | - | - | X | - | X | X |

Tabla 5.4 Zonas óptimas para tomar las medidas.

5.4 Procesado de la señal en las zonas elegidas

De todas las zonas estudiadas en el apartado anterior se ha procesado la señal en aquellas en las que la señal es buena, por lo que los lugares de interés ahora son el dedo, la muñeca (arteria cubital), la frente, la sien (arteria temporal) y la parte superior de la ceja.

Las medidas se han realizado con 3 adultos voluntarios con el fin de comprobar si existen diferencias notables en el comportamiento del dispositivo con personas de diferente edad, peso y altura. En la tabla 5.5 se indican los datos de edad, altura y peso de cada una de las personas con las que se ha probado el prototipo.

| Sujeto | A | B | C |
|-----------------|------|------|------|
| Edad (años) | 23 | 45 | 83 |
| Altura (metros) | 1,80 | 1,72 | 1,68 |
| Peso (kilos) | 70 | 84 | 68 |

Tabla 5.5 Edad, Altura y peso de las personas que han participado en el estudio.

El método para la toma de datos ha consistido en tomar 3 medidas independientes en cada una de las zonas, es decir para cada una de las tres medidas se retira el sensor y se vuelve a colocar en la misma zona. Mientras se realizan estas medidas la persona ha tenido colocado en un dedo el pulsioxímetro comercial, Hylogy MD-H32, para así conocer sus valores de frecuencia cardíaca y saturación de oxígeno en sangre y compararlos con los resultados que se obtengan del prototipo.

El procesamiento de los datos se ha hecho en Matlab en dos ficheros independientes según el método empleado, picos y valles o el del manual, aunque tienen partes en común. En el diagrama de la figura 5.8 se muestra la estructura general de ambos ficheros, y en los siguientes apartados se detalla la implementación de cada uno de los métodos.

En primer lugar, se solicita al usuario que introduzca el nombre del fichero que va a analizar, a continuación, se comprueba si existe el fichero, si existe se comienza con el procesamiento, si no existe se finaliza el programa. El procesamiento comienza estableciendo los ejes en los que se van a representar las señales, a partir del número de muestras, la frecuencia de muestreo y los valores máximos y mínimos de las señales. El siguiente paso consiste en un suavizado de las componentes de alta frecuencia de la señal, lo que facilitará la búsqueda de los puntos máximos y mínimos. Una vez se finaliza el suavizado se obtiene la componente DC de la señal, a partir de los puntos de corte de esta señal DC con la señal suavizada se calcularán los máximos y mínimos, este método de comparación se detalla en el siguiente apartado. Para obtener la frecuencia cardíaca y la saturación de oxígeno se emplea uno de los dos métodos propuestos y se almacenan los resultados en un fichero.

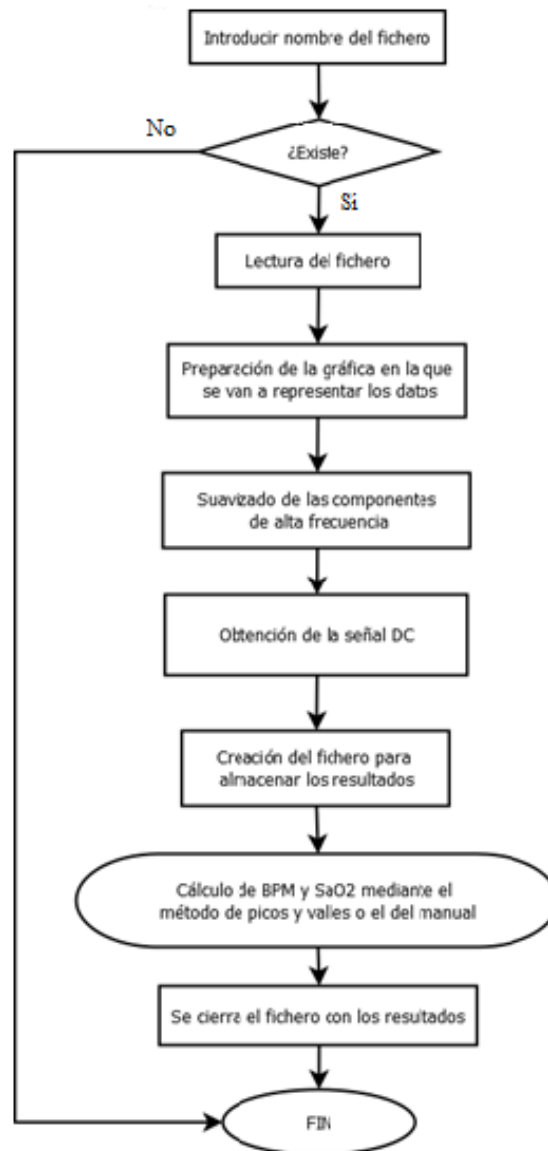


Figura 5.8 Diagrama de la estructura general de los ficheros de procesamiento.

5.4.1 Implementación del método de picos y valles

El método de picos y valles se implementa mediante una serie de estados que se detallan a continuación. En aquellos estados en los que el cálculo de los puntos de corte, máximos y mínimos se produzca de forma análoga en la señal roja e infrarroja, se mostrará el código utilizado para el cálculo de estos valores solamente en una de las dos señales.

La componente y_1 , mostrada en la figura 5.9, hace referencia a la señal recibida en el sensor tras haber eliminado su ruido de alta frecuencia, por otro lado, y_2 , también mostrada en la figura 5.9, se corresponde con la componente DC de la señal recibida en el sensor.

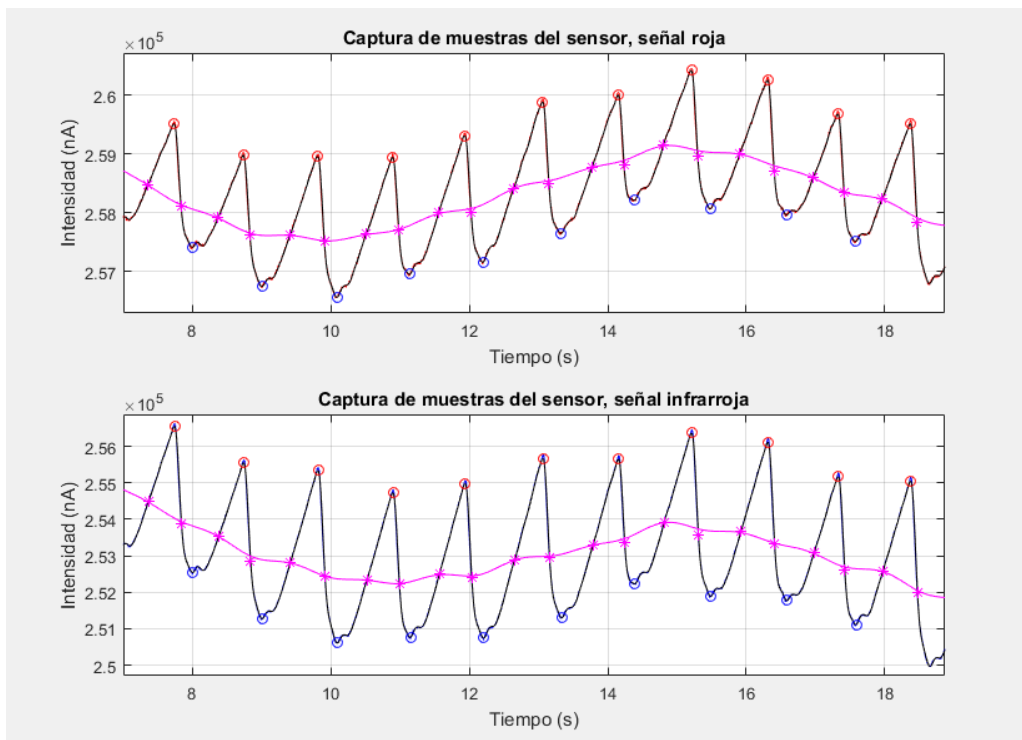


Figura 5.9 Ejemplo de señal procesada, se muestra y_1 en negro e y_2 en rosa.

Estado 0. En el estado inicial 0 se empieza buscando el punto de corte entre y_1 e y_2 antes de que se alcance un máximo en y_1 . Las situaciones iniciales posibles son que y_1 sea mayor que y_2 o que y_1 sea menor que y_2 . Si y_1 es mayor significa que el primer punto de corte que se busca ya se ha pasado, por lo que se debe encontrar el del siguiente máximo. Por otro lado, si y_1 es menor que y_2 , el punto de corte aún no se ha alcanzado. Este primer punto de corte se buscará para la señal roja e infrarroja.

```
switch estado
case 0
    if (y1_R(i) > y2_R(i))
        while (y1_R(i) > y2_R(i))
            i=i+1;
        end
    else
        while (y1_R(i) < y2_R(i))
            i=i+1;
        end
        pos_cortes_R(1)=i;           %Se almacena punto de corte
        subplot(2,1,1);
        plot(i*t_muestra, y1_R(i), '*m'); %Se representa punto de corte
    end
    if (y1_IR(j) > y2_IR(j))
        while (y1_IR(j) > y2_IR(j))
            j=j+1;
        end
    else
        while (y1_IR(j) < y2_IR(j))
            j=j+1;
        end
        pos_cortes_IR(1)=j;         %Se almacena punto de corte
        subplot(2,1,2);
        plot(j*t_muestra, y1_IR(j), '*m'); %Se representa punto de corte
    end
    if (~isempty(pos_cortes_R(1)) && ~isempty(pos_cortes_IR(1)))
        estado=1;
    else break;
end
```

Estado 1. En el estado 1 se busca un máximo de y_1 , para ello se encuentra el siguiente punto de corte entre y_1 e y_2 . Una vez se tienen los dos puntos de corte se halla el máximo valor que toma y_1 . Una vez se tiene el máximo se pasa al estado 2 para localizar un mínimo.

```
case 1
    %Maximo de R
    while (y1_R(i)>y2_R(i) && i<3774)
        i=i+1;
    end
    if(i<3774)           %Condicion para que no exceder el numero de muestras
        cont_cortes_R=cont_cortes_R+1;
        pos_cortes_R(cont_cortes_R)=i; %Se almacena punto de corte
        subplot(2,1,1); %Se representa punto de corte
        plot(i*t_muestra,y1_R(i), '*m');

        [max_R(cont_max) pos_max_R(cont_max)]
        =max(y1_R((pos_cortes_R(cont_cortes_R-1):(pos_cortes_R(cont_cortes_R)))));
        pos_max_R(cont_max)=pos_cortes_R(cont_cortes_R-1)+pos_max_R(cont_max);
        plot(pos_max_R(cont_max)*t_muestra,max_R(cont_max), 'or');

    end
    cont_max=cont_max+1;
    estado=2;
end
```

Estado 2. En el estado 2 se busca el siguiente punto de corte entre y_1 e y_2 y usando el punto de corte calculado en el estado anterior se halla el mínimo valor de y_1 . Aunque no se ha incluido en el código que se muestra a continuación, en este segundo estado se imprimen los valores más significativos del periodo. Una vez se imprimen los valores en el fichero si no se ha excedido el número máximo de muestras se vuelve al estado 1.

```
case 2
    %Minimo de R
    while (y1_R(i)<y2_R(i) && i<3774)
        i=i+1;
    end
    if(i<3774)
        cont_cortes_R=cont_cortes_R+1;
        pos_cortes_R(cont_cortes_R)=i; %Se almacena punto de corte
        subplot(2,1,1); %Se representa punto de corte
        plot(i*t_muestra,y1_R(i), '*m');

        [min_R(cont_min)
        pos_min_R(cont_min)]=min(y1_R((pos_cortes_R(cont_cortes_R-1):(pos_cortes_R(cont_cortes_R)))));
        pos_min_R(cont_min)=pos_cortes_R(cont_cortes_R-1)+pos_min_R(cont_min);
        plot(pos_min_R(cont_min)*t_muestra,min_R(cont_min), 'ob');

    end
    cont_min=cont_min+1;
    estado=1;
end
```

5.4.2 Implementación del método del manual del MAX30102

Para la implementación del método que se describe en el manual también se utilizan diferentes estados. De la misma forma que se describió el método de picos y valles, si el procedimiento para obtener los puntos de interés es análogo en la señal roja e infrarroja, solo se mostrará el cálculo en una de ellas.

Estado 0. En este método a diferencia del anterior se empieza buscando un mínimo, por lo que primero es necesario encontrar el punto de corte entre y_1 e y_2 antes de que alcance el mínimo. Una vez se tiene este primer punto de corte se pasa al estado 1.


```

switch estado
case 0 %Se empieza buscando un minimo
    %Señal R
    if (y1_R(i)<y2_R(i))
        while (y1_R(i)<y2_R(i))
            i=i+1;
        end
    else
        while (y1_R(i)>y2_R(i))
            i=i+1;
        end
        pos_cortes_R(1)=i; %Se almacena punto de corte
        subplot(2,1,1);
        plot(i*t_muestra,y1_R(i),'*m'); %Se representa punto de corte

    end
    estado=1;

```

Estado 1. En este primer estado se busca el siguiente punto de corte y a partir de este punto de corte y el calculado en el estado anterior se encuentra el valor mínimo que toma y_1 en ese intervalo

```

case 1
    % Primer minimo de R
    while (y1_R(i)<y2_R(i) && i<3774)
        i=i+1;
    end
    if (i<3774)
        cont_cortes_R=cont_cortes_R+1;
        pos_cortes_R(cont_cortes_R)=i; %Se almacena punto de corte
        subplot(2,1,1); %Se representa punto de corte
        plot(i*t_muestra,y1_R(i),'*m');

        [min_R(cont_min)
pos_min_R(cont_min)]=min(y1_R((pos_cortes_R(cont_cortes_R-1):(pos_cortes_R(cont_cortes_R)))));
        pos_min_R(cont_min)=pos_cortes_R(cont_cortes_R-1)+pos_min_R(cont_min);
        plot(pos_min_R(cont_min)*t_muestra,min_R(cont_min),'og');
    end

    estado=2;

```

Estado 2. En el estado 2 se busca el siguiente punto de corte y el máximo valor de la señal en el intervalo delimitado por el punto de corte calculado y el anterior.

```

case 2
    %Maximo de R
    while (y1_R(i)>y2_R(i) && i<3774)
        i=i+1;
    end
    if (i<3774)
        cont_cortes_R=cont_cortes_R+1;
        pos_cortes_R(cont_cortes_R)=i; %Se almacena punto de corte
        subplot(2,1,1); %Se representa punto de corte
        plot(i*t_muestra,y1_R(i),'*m');

        [max_R(cont_max)
pos_max_R(cont_max)]=max(y1_R((pos_cortes_R(cont_cortes_R-1):(pos_cortes_R(cont_cortes_R)))));
        pos_max_R(cont_max)=pos_cortes_R(cont_cortes_R-1)+pos_max_R(cont_max);
        plot(pos_max_R(cont_max)*t_muestra,max_R(cont_max),'or'); %Se representa
    end
    estado=3;
end

```

Estado 3. Este estado es parecido al estado 1, se comienza buscando un punto de corte y el mínimo del intervalo, la diferencia con el estado 1 es que en este estado se calcula la SaO₂ siguiendo el método del manual. Utilizando el mínimo del estado 1 y el que se acaba de calcular se traza una recta. En esta recta se sitúa el máximo del estado 2, este valor se corresponde con el valor DC de la señal. Por otro lado, el valor AC es el valor máximo del estado 1 menos la componente DC recién calculada. Se obtienen dos ratios uno para la señal roja y otro para la infrarroja, el ratio total es el cociente entre ambos. Este método está explicado con más en detalle en el capítulo de Materiales y Métodos.

```
case 3
    %Minimo de R
    while (y1_R(i)<y2_R(i) && i<3774)
        i=i+1;
    end
    if(i<3774)
        cont_cortes_R=cont_cortes_R+1;
        pos_cortes_R(cont_cortes_R)=i;      %Se almacena punto de corte
        subplot(2,1,1);                     %Se representa punto de corte
        plot(i*t_muestra,y1_R(i), '*m');

        cont_min=cont_min+1;
        [min_R(cont_min)
pos_min_R(cont_min)]=min(y1_R((pos_cortes_R(cont_cortes_R-1)):
(pos_cortes_R(cont_cortes_R))));
        pos_min_R(cont_min)=pos_cortes_R(cont_cortes_R-1)+pos_min_R(cont_min);
        plot(pos_min_R(cont_min)*t_muestra,min_R(cont_min), 'ob');
        Vpp_R(ciclo)=max_R(cont_max-1)-min_R(cont_min);
        Vrms_R(ciclo)=rms(R(pos_cortes_R(cont_cortes_R-2):pos_cortes_R(cont_cortes_R)));
        %RATIO R
        yy2_R=min_R(cont_min);
        yy1_R=min_R(cont_min-1);
        x2_R=pos_min_R(cont_min);
        x1_R=pos_min_R(cont_min-1);
        x_R=pos_max_R(cont_max-1);
        yy_R=(yy2_R/yy1_R)*(x_R-x1_R)/(x2_R-x1_R)+yy1_R;
        DC_R=yy_R;
        AC_R=max_R(cont_max-1)-DC_R;
        ratio_R=AC_R/DC_R;
    end
    ...

    ratio_IR=AC_IR/DC_IR;
    ratio_manual(ciclo)=ratio_R/ratio_IR;

    %SaO2 del manual
    SaO2_manual(ciclo)=104-17*ratio_manual(ciclo);
    ciclo=ciclo+1;
    estado=2;
```

Como se puede comprobar, ambos métodos utilizan un procedimiento similar, por lo que a nivel de carga computacional no muestran diferencias significativas. Sin embargo, las pequeñas diferencias entre ellos provocan que las rectas de calibración no se puedan usar en un método que no sea para el que se han calculado.

5.5 Tablas de resultados de las medidas del sensor en las zonas óptimas

Los resultados se agrupan en dos tipos de tablas, una para el método de picos y valles y otra para el método explicado en el manual del sensor. En cada uno de los métodos se utilizan unas rectas de calibración, teórica y Scharf-Rusch para el algoritmo de picos y valles, y la recta experimental propuesta en el manual para el procedimiento descrito en el manual.

Debido a la gran cantidad de tablas diferentes, 30 en total, se han incluido en el Anexo E y F.

5.5.1 Resultados usando el método de picos y valles

El aspecto de una tabla de medidas en la que se ha utilizado el método de picos y valles es el que se muestra en la tabla 5.6. En primer lugar, se presenta el valor medio de pulsaciones y a continuación el valor de saturación de oxígeno en sangre medio calculado empleando la recta de calibración teórica, y la recta de Scharf-Rusch. Para cada de estas columnas de valores medios, se distinguen en primer lugar las medidas proporcionadas por el prototipo y en segundo lugar los resultados obtenidos con el dispositivo de referencia. Por último, se encuentra la desviación de los valores usados para el cálculo de los valores medios anteriores.

| Sujeto A | media_bpm | | media_SaO2_teorica | | media_SaO2_S-R | | desv_bpm | desv_SaO2_teorica | desv_SaO2_S-R |
|-----------------|-----------|----|--------------------|----|----------------|----|----------|-------------------|---------------|
| frente1a | 55.31 | 56 | 105.80 | 96 | 102.38 | 96 | 2.70 | 0.85 | 0.71 |
| frente2a | 56.05 | 56 | 101.93 | 96 | 99.11 | 96 | 2.97 | 1.14 | 0.95 |
| frente3a | 56.57 | 57 | 99.91 | 96 | 97.42 | 96 | 3.64 | 1.36 | 1.13 |

Tabla 5.6 Resultados de las medidas en la frente para el sujeto A mediante el método de picos y valles.

5.5.2 Resultados usando el método del manual

La forma de una tabla de resultados para el procedimiento del manual se muestra en la tabla 5.7, su estructura es similar a la tabla de resultados del método de picos y valles. En este caso se muestra primero la media de la frecuencia cardíaca y en la siguiente columna la saturación de oxígeno media empleando la recta de calibración del manual. De la misma forma que en el caso anterior, para cada columna de valores medios se distinguen en primer lugar las medidas proporcionadas por el prototipo y en segundo lugar los resultados obtenidos con el dispositivo de referencia. En las últimas columnas se muestra la desviación de los valores usados en el cálculo de los parámetros medios anteriores.

| Sujeto A | media_bpm | | media_SaO2_manual | | desv_bpm | desv_SaO2_manual |
|-----------------|-----------|----|-------------------|----|----------|------------------|
| frente1a | 55.05 | 56 | 95.40 | 96 | 2.72 | 0.72 |
| frente2a | 56.06 | 56 | 95.83 | 96 | 2.97 | 0.78 |
| frente3a | 56.14 | 57 | 94.02 | 96 | 3.52 | 1.14 |

Tabla 5.7 Resultados de las medidas en la frente para el sujeto A mediante el método del manual.

5.5.3 Tablas de errores medios

Las tablas de errores medios que se presentan a continuación resumen parte de la información de las tablas que se encuentran en el Anexo y cuantifican el error medio que se ha cometido en cada calibración respecto de los valores de referencia medidos por el pulsioxímetro comercial.

5.5.3.1 Errores medios del método de picos y valles

| | error_bpm | desv_error_bpm | error_SaO2_teorica | desv_SaO2_teorica | error_SaO2_scharf | desv_error_SaO2_scharf |
|---------------|-----------|----------------|--------------------|-------------------|-------------------|------------------------|
| dedo | 0.0556 | 0.8387 | 3.5667 | 0.5798 | 1.0089 | 0.5295 |
| muñeca | 0.4922 | 0.8140 | 1.8056 | 2.5893 | -0.3289 | 2.2184 |
| frente | 0.3244 | 0.9076 | 6.3744 | 1.5442 | 3.5011 | 1.3049 |
| sien | 0.0578 | 0.8027 | 4.6178 | 1.5286 | 1.9978 | 1.3524 |
| ceja | 0.3722 | 1.9656 | 6.6189 | 1.1834 | 3.6833 | 0.9732 |

Tabla 5.8 Errores medios para el método de picos y valles en cada una de las zonas elegidas.

5.5.3.2 Errores medios del método del manual

| | error_bpm | desv_error_bpm | error_SaO2_manual | desv_SaO2_manual |
|---------------|-----------|----------------|-------------------|------------------|
| dedo | 0.0744 | 0.7897 | -0.6356 | 0.5782 |
| muñeca | 0.6667 | 1.5731 | -1.4789 | 1.8197 |
| frente | 0.2600 | 0.9912 | 0.2567 | 0.7055 |
| sien | -0.1467 | 1.0384 | 0.4189 | 0.9298 |
| ceja | 0.2400 | 2.3656 | 0.6711 | 1.1086 |

Tabla 5.9 Errores medios para el método del manual en cada una de las zonas elegidas.

5.6 Discusión de los resultados

El estudio de los resultados obtenidos durante el desarrollo del proyecto se puede dividir en dos partes. En primer lugar, seleccionar las zonas en las que el sistema es capaz de tomar una señal buena según los criterios que se han establecido, y en segundo lugar si en estas zonas los métodos empleados junto a sus rectas de calibración correspondientes obtienen unos valores parecidos a los que proporciona un pulsioxímetro comercial.

A partir de los resultados obtenidos se observa que de todas las zonas en las que a priori se podría haber detectado el pulso mediante el sensor, solo en cinco de ellas se ha tenido una señal lo suficientemente buena como para ser procesada. Tal y como se explicó en el capítulo de Materiales y Métodos, el método consistió en primero encontrar el pulso manualmente para luego colocar el detector y medir la señal que se recibe. Teniendo en cuenta los resultados, las partes en las que se consigue una calidad de señal buena son aquellas en las que no existe una gran cantidad de tejido blando entre la arteria que se está midiendo y el dispositivo. Además, estas zonas son planas lo que facilita la fijación del sensor, ya que la superficie de la sonda de medida donde se encuentran los LEDs y el fotodetector es plana también. Otro aspecto que influye notablemente en la toma de medidas son los posibles movimientos que realice el paciente, en particular en el cuello, el movimiento que se produce en la garganta cada vez que se traga saliva provoca que la señal recibida en el sensor baje notablemente, lo que rompe con la periodicidad de la señal y por tanto la calidad de esta baja.

En lo que respecta al procesamiento de las señales, hay que tener en cuenta dos aspectos importantes en la interpretación de los resultados. En primer lugar, el valor medio que se muestra para cada una de las medidas se corresponde con la media de valores tomados durante 8 segundos, se almacenan datos durante 14 segundos, pero en el procesamiento se pierden los primeros 6 segundos debido a la respuesta de los filtros implementados. Durante los segundos en los que se toman las medidas, pueden variar ligeramente los valores proporcionados por el pulsioxímetro comercial, en ese caso se ha elegido el valor que ha permanecido en pantalla durante más tiempo mientras se realizaba la medida. El segundo punto a tener en cuenta es que la comparación se hace siempre con un pulsioxímetro que se encuentra en el dedo por lo que siempre proporciona el valor de la saturación de oxígeno en base al dedo en el que está colocado, no en la zona justa en la que está midiendo el sensor, si bien, en personas sanas la saturación de oxígeno en sangre se reparte prácticamente de forma homogénea por el cuerpo. Los dos aspectos presentados pueden inducir un pequeño error en las medidas, pero este error es tan pequeño que no se ha tenido en cuenta en la comparación de los valores proporcionados por el prototipo y el dispositivo de referencia.

A partir de las tablas de resultados y de errores se puede distinguir qué recta de calibración funciona mejor para cada una de las partes del cuerpo. Para el dedo la recta que mejor se ajusta a los datos obtenidos con el pulsioxímetro de referencia es la calibración de Scharf-Rusch, la precisión en las medidas es aproximadamente de ± 1 . Por otro lado, en la muñeca ninguna de las tres rectas de calibración logra unos resultados lo suficientemente buenos en las tres personas en las que se ha probado el dispositivo como para asignarse para el cálculo de saturación de oxígeno en esta zona. En la frente sí hay una recta que obtiene unos resultados muy similares a los medidos con el pulsioxímetro comercial y es la recta que se ha extraído del manual del MAX30102, la desviación de los valores es algo mayor que la desviación del dedo con la recta Scharf-Rusch, pero la precisión es muy similar, en torno a ± 1 . Tanto en la sien como en la parte superior de la ceja se obtienen unos resultados muy similares, siendo la recta del manual la que más se ajusta a las medidas de referencia, con una precisión al igual que antes de ± 1 aproximadamente. Además, analizando los resultados se puede comprobar cómo la recta teórica Beer-Lambert no se ajusta demasiado, en ninguna de las zonas, a las medidas de referencia,

este hecho manifiesta la necesidad de emplear calibración empírica en lugar de teórica.

En lo que respecta al cálculo de la frecuencia cardíaca los valores obtenidos por cualquiera de los dos métodos se ajustan bastante a los medidos por el dispositivo comercial. Como se comentaba anteriormente los parámetros se miden durante varios segundos por lo que pueden variar, en el caso de la frecuencia cardíaca la desviación esperada es mayor que la de saturación de oxígeno, al ser un parámetro que varía con más facilidad. Si nos fijamos en la columna de desviación de bpm del sujeto C se puede observar como es mucho mayor que la del resto, esto se debe a una pequeña arritmia que padece esta persona debido a su avanzada edad, aunque no era uno de los objetivos del proyecto detectar este tipo de patologías, se puede comprobar como el prototipo sí la ha revelado a partir de la desviación de la frecuencia cardíaca. Excluyendo este hecho no existen diferencias significativas en los resultados obtenidos de las 3 personas que han participado en el estudio.

6 CONCLUSIONES

6.1 Conclusiones

El objetivo principal de este trabajo ha sido el diseño e implementación de un dispositivo que fuese capaz de medir la saturación de oxígeno en sangre y frecuencia cardíaca de forma reflexiva. La utilización de un método reflexivo en lugar del convencional por transmisión está motivada por las limitaciones que posee este último. La necesidad de disponer de dispositivos que permitan al usuario llevarlos de la forma menos intrusiva posible hacen necesario el estudio de nuevos métodos como el reflexivo para solucionar los inconvenientes del método convencional.

En cuanto a la construcción y diseño del prototipo se han cumplido los objetivos marcados, pues el dispositivo es capaz de emitir luz roja e infrarroja de forma alternativa, detectar la luz reflejada en un tejido causada por estas emisiones y procesarla. El principal punto de interés del método reflexivo es que a priori puede funcionar en un número de zonas del cuerpo mucho mayor que un dispositivo que funcione mediante el método de transmisión, por lo que se ha realizado un análisis de las zonas en las que el sensor MAX30102 es capaz de recibir una señal pulsátil con la suficiente calidad para ser procesada.

En el estudio de señal recibida se han puesto de manifiesto las limitaciones de la sonda diseñada basada en el componente comercial MAX30102 y es que la señal que se recibe es baja y sensible a pequeños movimientos, lo que provoca que en muchos casos no se detecte el pulso o se produzcan máximos o mínimos abruptos que rompen con la periodicidad de la señal. Estas limitaciones han supuesto que no en todas las zonas que se deseaba medir el pulso se haya podido lograr una señal adecuada a la que poder aplicarle los algoritmos de tratamiento de señal que se han implementado.

De las zonas en las que se ha procesado la señal, se ha observado que si se coloca el sensor en un dedo la recta de calibración Scharf-Rusch es la que más se ajusta a las medidas de referencia proporcionadas por el pulsioxímetro comercial. En la muñeca, concretamente en la zona cubital, se recibe una señal en la que se pueden diferenciar máximos y mínimos, además la señal es periódica y no tiene demasiado ruido, sin embargo, ninguna de las rectas de calibración que se han usado se ajusta demasiado a los datos del pulsioxímetro comercial, por lo que habría que probar con otras rectas de calibración y comparar los resultados. El resto de zonas en las que se ha procesado la señal se encuentran en la cabeza, frente, sien y ceja. Tras analizar los resultados de estas zonas se puede comprobar que no existen grandes diferencias entre las señales que se obtienen. La diferencia entre los máximos y mínimos en la señal que se obtiene en estas zonas es menor que en la muñeca y el dedo, pero es suficiente para calcular los parámetros que se buscan. En estas zonas la recta de calibración que mejor se ajusta a las medidas es la que se describe en el manual de uso del MAX30102. También hay que tener en cuenta que en ninguna de las zonas en las que se ha procesado la señal, la recta de calibración teórica Beer-Lambert funciona correctamente, esto está relacionado con las limitaciones que tiene la pulsioximetría, detalladas en el apartado 3.4, y cómo se necesita utilizar una calibración empírica en vez de teórica.

En lo que se refiere al cálculo de la frecuencia cardíaca en las cinco zonas en las que se ha procesado la señal se obtienen unos buenos resultados independientemente del método utilizado. En el proceso de análisis de estos datos se ha observado que la desviación típica en los valores de frecuencia cardíaca del sujeto C era mucho mayor que en el resto, esto se debe a que esta persona padece una pequeña arritmia debido a su avanzada edad. Por lo que se puede concluir que el prototipo también es capaz de detectar si los latidos del corazón son regulares o no y detectar si se está produciendo una alteración en el ritmo cardíaco.

6.2 Trabajo futuro

El prototipo de pulsioxímetro que se ha diseñado en este proyecto posee algunas limitaciones por lo que se plantean las siguientes líneas de mejora

- Funcionamiento en tiempo real y portable. El sistema sería más eficiente si fuese capaz de trabajar de forma automática y autónoma, tomando datos y procesándolos a continuación, en lugar de tener que

tomar primero todos los datos y luego procesarlos. Además, para que el dispositivo sea más manejable se podría añadir un módulo bluetooth y una pequeña batería, de esta forma no se necesitarían cables. Si se consigue un dispositivo que sea inalámbrico se podría integrar en una cinta para la cabeza y los signos vitales del paciente se recibirían en un ordenador o un smartphone. Una cinta con estas características puede ser menos intrusiva que el convencional pulsioxímetro de dedo, permitiendo al paciente tener mayor libertad en sus manos para realizar tareas.

- Inclusión de alertas que informen sobre ciertos estados. Si se emplea el sistema para la monitorización del estado de un paciente se pueden incluir alarmas que se activen en caso de que la frecuencia cardíaca sea demasiado baja o alta, o en caso de que la saturación de oxígeno baje de un cierto umbral.
- Estudio de la zona de la muñeca en mayor profundidad. La muñeca es una zona especialmente interesante ya que incluir el sensor en una smartband o smartwatch no resultaría demasiado complicado. Sin embargo, tal y como se ha comentado anteriormente, aunque en la zona cubital de la muñeca se obtiene una señal regular con máximos y mínimos bien definidos, las rectas de calibración que se han probado no ofrecen unos resultados similares a los del pulsioxímetro comercial con el que se han realizado las medidas. Mediante la investigación de otras rectas de calibración y comprobación del buen o mal funcionamiento de estas, se podría encontrar una que sea adecuada.
- Almacenamiento de datos en la nube. Si se realiza una monitorización constante de un paciente, almacenar estos datos para ver como evolucionan a lo largo del tiempo, por ejemplo antes y después de tomar la medicación o de hacer un esfuerzo físico, puede mostrar información relevante sobre la evolución del estado de salud del paciente ante estos cambios.

REFERENCIAS

- [1] L. van Velsen, A. Henket, H. Hermens, "An Interoperable eHealth Reference Architecture for Primary Care", 2018 IEEE Symposium on Computers and Communications (ISCC), pp. 1090-1095, Natal, 2018.
- [2] B. Dinesen, O. Grann, C. Nielsen, O. Hejlesen, E. Toft, "Telerehabilitation across sectors: The experiences of chronic obstructive pulmonary disease (COPD) patients and healthcare professionals", 2nd International Conference on Wireless Communication, Vehicular Technology, Information Theory and Aerospace & Electronic Systems Technology (Wireless VITAE), pp. 1-4, Chennai, 2011.
- [3] Z. Cao, R. Zhu, R. Que, "A Wireless Portable System With Microsensors for Monitoring Respiratory Diseases", IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol. 59, núm. 11, pp. 3110-3116. 2012.
- [4] M. A. Hebert, B. Korabek y R. E. Scott, "Moving research into practice: A decision framework for integrating home telehealth into chronic illness care", International Journal of Medical Informatics , vol. 75, núm. 12, pp 786-795, 2006.
- [5] Instituto Nacional de Estadística, "Estadística de defunciones según la causa de muerte", http://www.ine.es/dyngs/INEbase/es/operacion.htm?c=Estadistica_C&cid=1254736176780&menu=ultiDatos&idp=1254735573175. Último acceso 30 de agosto de 2019.
- [6] K. Kashish, M. Priya, P. Yadav, "Design of Low Power Pulse Oximeter for Early Detection of Hypoxemia", 2016 International Conference on Micro-Electronics and Telecommunication Engineering (ICMETE), pp. 600-605, Ghaziabad, 2016.
- [7] Biblioteca Nacional de Medicina de los EEUU, "Gasometría Arterial", <https://medlineplus.gov/spanish/ency/article/003855.htm>, Último acceso 30 de agosto de 2019.
- [8] D. Murali, D. R. Rao, S. R. Rao, M. Ananda, "Pulse Oximetry and IOT based Cardiac Monitoring Integrated Alert System", 2018 International Conference on Advances in Computing, Communications and Informatics (ICACCI), pp. 2237-2243, Bangalore, 2018.
- [9] L. F. Aguirre Valencia, "Diseño y construcción de un oxímetro de pulso mediante la utilización de una plataforma de automatización Momentum", Título de Fin de Grado, Escuela Politécnica del Ejército, Sangolquí, 2007.
- [10] T. Derrickson, "Principios de Anatomía y Fisiología", 13ª Ed. Editorial Médica Panamericana, Capítulo 19. Aparato cardiovascular: La sangre. pp 493-521.
- [11] Curtis, Barnes, Schnek, Massarini, "Biología", 7ª Ed. Editorial Médica Panamericana. Capítulo 42: Energía y metabolismo III pp. 626-643.
- [12] L. M. Moreno Moruno, "Diseño e Implementación de un Dispositivo para la detección de la oxigenación en sangre", Proyecto Fin de Grado. Universidad de Sevilla, 2015.
- [13] Luis G. Meza, Luis E. Llamosa, Silvia P. Ceballos, "Diseño de procedimientos para la calibración de pulsioxímetros", Scientia Et Technica, vol. 13, núm. 37, pp. 491-496, 2007.

- [14] Hirofumi Tanaka, Kevin D Monahan, Douglas R Seals,, "Age-predicted maximal heart rate revisited", *Journal of the American College of Cardiology*, vol. 37, núm. 1, pp 153-156, 2001.
- [15] R. Belda García, "Diseño e implementación de un sistema abierto de pulsioximetría", Universidad Politécnica de Cartagena, Trabajo Fin de Grado. 2016.
- [16] Edward D. Chan, Michael M. Chan, Mallory M. Chan, "Pulse oximetry: Understanding its basic principles facilitates appreciation of its limitations", *Respiratory Medicine*, vol 107, núm. 6, pp 789-799, 2013.
- [17] J. Nunn, "Applied respiratory physiology", Ed. 8ª, Butterworth-Heinemann, 2013.
- [18] R. Sagynbay, "Pulse oximeter controlled by microprocessor", Tesis de Master. Czech Technical University, Praga, 2017.
- [19] M. W. Jopling, P.D. Mannheimer, D.E Bebout, "Issues in the laboratory evaluation of pulse oximeter performance", *Anesthesia and Analgesia*, vol. 94, núm 1, pp. 62-68, 2002.
- [20] C. De Felice, L. Leoni, E. Tommasini, G. Tonni, P. Toti, A. Del Vecchio, G. Ladisa, G. Latini., "Maternal pulse oximetry perfusion index as a predictor of early adverse respiratory neonatal outcome after elective cesarean delivery.", *Pediatric Critical Care Medicine*, vol. 9, núm 2, pp. 203-208, 2008.
- [21] M. Cannesson, O. Desebbe, P. Rosamel, B. Delannoy, J. Robin, O. Bastien, J.J. Lehot,, "Pleth variability index to monitor the respiratory variations in the pulse oximeter plethysmographic waveform amplitude and predict fluid responsiveness in the operating theatre", *British Journal of Anaesthesia*, vol. 101, núm 2, pp. 200–206, 2008.
- [22] L. Agustine, I. Muljono, P. R. Angka, A. Gunadhi, D. Lestariningsih and W. A. Weliamto, "Heart Rate Monitoring Device for Arrhythmia Using Pulse Oximeter Sensor Based on Android", 2018 International Conference on Computer Engineering, Network and Intelligent Multimedia (CENIM), pp. 106-111, Surabaya, Indonesia, 2018.
- [23] M. Irmansyah, E. Madona, A. Nasution and R. Putra, "Low Cost Heart Rate Portable Device for Risk Patients with IoT and Warning System", 2018 International Conference on Applied Information Technology and Innovation (ICAITI), pp. 46-49, Padang, Indonesia, 2018.
- [24] S. Ventosinos Alonso, "Sistema óptico autónomo para la medida de parámetros biomédicos", Proyecto Fin de Carrera. Universitat Politècnica de Catalunya. 2010.
- [25] Yung-Hua Kao, Paul C.-P. Chao, Yueh Hung, Chin-Long Wey, "A new reflective PPG LED-PD sensor module for cuffless blood pressure measurement at wrist artery", 2017 IEEE SENSORS, pp. 1-3, Glasgow, 2017.
- [26] R. Medrán Medrán, "Medición del ritmo cardíaco mediante Fotopletismografía", Proyecto Fin de Carrera, Universidad de Sevilla. 2018.
- [27] J. Alarcó Pérez, "Medida del nivel de saturación de oxígeno en sangre: desarrollo de un pulsioxímetro de bajo coste y comparativa con otros sistemas existentes", Trabajo Fin de Grado, Universidad Politécnica de Madrid. 2015.
- [28] H. Santha, N. Stuban, G. Harsanyi, "Design Considerations of Small Size Reflective Type Pulse Oximeter Heads in Special Applications", 2006 1st Electronic Systemintegration Technology Conference, pp. 404-408, Dresden, 2006.

- [29] V. Kamat, "Pulse Oximetry", Indian Journal of Anaesthesia, vol. 46, núm. 4, pp. 261-268, 2002.
- [30] Kevin K. Tremper, Steven J. Barker, "Pulse Oximetry", Anesthesiology, vol. 70, núm. 1, pp 98-108, 1989.
- [31] Maxim Integrated, "MAX30102 High-Sensitivity Pulse Oximeter and Heart-Rate Sensor for Wearable Health", Datasheet. 2018.
- [32] Arduino, "What is Arduino?", <https://www.arduino.cc/en/Guide/Introduction>, Último acceso 30 de agosto de 2019.
- [33] T. Derrickson, "Principios de Anatomía y Fisiología", 13ª Ed. Editorial Panamericana, Capítulo 21: El Aparato Circulatorio: Vasos Sanguíneos y Hemodinamia. pp. 802-873.
- [34] J. E. Scharf, T. L. Rusch, "Optimization of portable pulse oximetry through Fourier analysis", [1993] Proceedings of the Twelfth Southern Biomedical Engineering Conference, pp. 233-235, New Orleans, 1993.
- [35] Maxim Integrated, "Recommended Configuration and Operating Profiles for MAX30101/MAX30102 EV Kits", 2018.
- [36] D. López Serrano, "Diseño e implementación de un pulsioxímetro", Trabajo Fin de Grado. Universitat Politècnica de València. 2017.
- [37] J. Moini, "Phlebotomy: Principles and Practice", 3ª Ed. Jones & Bartlett Publishers, Capítulo 5: Anatomy and Physiology of the Cardiovascular System, pp 36-52 .
- [38] Nihon Kohden, "History-1970s", <https://www.nihonkohden.com/company/history/1970s.html>. Último acceso 30 de agosto de 2019.
- [39] Diemer, "Pulsioxímetro Nellcor Libra", <https://materialmedico24.es/pulsioximetro-nellcor-libra.html>. Último acceso 30 de agosto de 2019.
- [40] Diemer, "Pulsioxímetro dedo, ChoiceMMed", <https://materialmedico24.es/portada/pulsioximetro-dedo-fingertip-kit-accesorios.html>. Último acceso 30 de agosto de 2019.
- [41] Diemer, <https://materialmedico24.es/electromedicina/pulsioximetros/pulsioximetros-con-sonda.html>. Último acceso 30 de agosto de 2019.
- [42] C. Valdez-Lowe, S. A. Ghareeb, N. T. Artinian, "Pulse Oximetry in Adults", AJN, American Journal of Nursing, vol. 109, núm. 6, pp. 52-59, 2009..

7 ANEXOS

A. Código en Arduino para la configuración del sensor MAX30102

```
void setup(){
  Serial.begin(115200);
  // Initialize sensor
  if (!particleSensor.begin(Wire, I2C_SPEED_FAST))
    //Use default I2C port, 400kHz speed
  {
    Serial.println("MAX30105 was not found. Please check wiring/power. ");
    while (1);
  }
  byte ledBrightness = 250; //Options: 0=Off to 255=50mA
  byte sampleAverage = 1;   //Options: 1, 2, 4, 8, 16, 32
  byte ledMode = 2;         //Options: 1, 2, 3
  int sampleRate = 400;     //Options: 50, 100, 200, 400, 800, 1000, 1600
  int pulseWidth = 69;     //Options: 69, 118, 215, 411
  int adcRange = 16384;    //Options: 2048, 4096, 8192, 16384

  particleSensor.setup(ledBrightness, sampleAverage, ledMode, sampleRate, pulseWidth,
adcRange); //Configure sensor with these settings
  Serial.print("%ledBrightness=");
  Serial.println(ledBrightness);
  Serial.print("%sampleAverage=");
  Serial.println(sampleAverage);
  Serial.print("%ledMode=");
  Serial.println(ledMode);
  Serial.print("%sampleRate=");
  Serial.println(sampleRate);
  Serial.print("%pulseWidth=");
  Serial.println(pulseWidth);
  Serial.print("%adcRange=");
  Serial.println(adcRange);
}

void loop()
{
  // Debido a que la librería que se usa es la del MAX30105, pero se va a emplear
  // el sensor MAX30102, particleSensor.getRed() devolvera el valor del LED IR y
  // particleSensor.getIR() devolvera el valor del LED rojo.

  Serial.print("IR(");
  Serial.print(muestras);
```

```
Serial.print("=");  
Serial.print(particleSensor.getRed());  
Serial.println(";");  
  
Serial.print("R(");  
Serial.print(muestras);  
Serial.print("=");  
Serial.print(particleSensor.getIR());  
Serial.println(";");  
muestras+=1;  
}
```

B. Código en Matlab para la lectura y representación de datos recibidos

```

clear all;
close all
clc;
delete(instrfind({'Port'},{'COM5'}));

%DEFINICION DE VARIABLES
fs=200;           %La frecuencia de muestreo total es de 400 Hz, 200 Hz para cada
señal
t_muestra=inv(fs); %Tiempo que se tarda en tomar una muestra
m_totales=8000;   %Muestras totales, suma de muestras R e IR, multiplo de 2
paso=50;          %Numero de muestras que se representan de cada señal en cada paso
matches={};       %Bandera para indicar que se ha encontrado el valor de
ledBrightness
ylim_sup=300000;  %Limite superior de la grafica en la que se representan los
valores
ylim_inf=0;       %Limite inferior de la grafica en la que se representan los
valores

%ELECCION DEL NOMBRE DEL FICHERO
prompt='Introduzca el nombre del fichero en el que se almacenarán los datos: ';
nombre_fichero=input(prompt,'s');

%INICIALIZACION
input('Pulse la tecla ENTER para empezar el proceso de medida: ','s');
disp('Abriendo puerto')
pserie = serial('COM5');
set(pserie,'BaudRate',115200,'FlowControl','none');
fopen(pserie);

fid=fopen(nombre_fichero,'w');

%Rutina para encontrar %ledBrightness. Al leer los valores del sensor el primer
%dato puede contener caracteres de la lectura anterior ya que el programa se ejecuta
de forma cíclica, estos caracteres provocan errores

disp('Tomando datos...')
while (length(matches)==0)
    texto1=fscanf(pserie);
    [v1, matches]=strsplit(texto1,'%ledBrightness='); %Se obtiene leddBrightness
end

texto2='%ledBrightness=';
m1=strcat(texto2,v1{2});
fprintf(fid,'%s\n',m1); %Se imprime el primer comentario

%Se imprimen el resto de comentarios que informan sobre el sensor
for muestra=1:5
    texto=fscanf(pserie);
    fprintf(fid,'%s', texto);
end
fprintf(fid,'\n');

%Se prepara la figura en la que se va a representar la lectura

figure('Name', 'Captura');
axes('XLim',[1 m_totales/2*t_muestra], 'YLim',[ylim_inf ylim_sup]);
xlabel('Tiempo (s) ')
ylabel('Señal recibida')
title('Captura de muestras del sensor MAX30102 n°1')
grid on
hold on

%BUCLE DE LECTURA Y REPRESENTACION
conta=0;

```

```
for muestra = 1:m_totales

    texto=fscanf(pserie);
    eval(texto);
    fprintf(fid,texto);

    if(mod(muestra,2*paso)==0)      %Se multiplica por 2 para tener en cuenta R e IR
        plot(((paso-1)*conta+1)*t_muestra:t_muestra:(paso+conta*paso)*t_muestra,R((paso-
1)*conta+1:paso+conta*paso),'r'); %Representacion señal roja
        plot(((paso-
1)*conta+1)*t_muestra:t_muestra:(paso+conta*paso)*t_muestra,IR((paso-
1)*conta+1:paso+conta*paso),'b'); %Representacion señal infrarroja
        drawnow;
        conta=conta+1;
    end
end

fclose(pserie);
fclose(fid);
disp('Cerrando puerto')
```

C. Código de implementación del método de picos y valles en Matlab

```

clear all; clc;
close all;

prompt='Introduzca el nombre del fichero a analizar, sin la extension .m: ';
fichero=input(prompt,'s');

if exist(fichero,'file')==2

disp('Leyendo fichero...')
eval(fichero);

nombre_fichero=strcat('resultados_picos_',fichero,'.m');
disp('Procesando datos...')

fs=200; %La mitad de la que se usa en el sensor
t_muestra=inv(fs);

figure('Name', 'Captura de señal R e IR');

%Se representa despues de que se estabilice la respuesta del filtro
ylim_inf_R=min(R(1400:3774));
ylim_inf_IR=min(IR(1400:3774));
ylim_sup_R=max(R(1400:3774));
ylim_sup_IR=max(IR(1400:3774));

%Representacion señal roja
subplot1=subplot(2,1,1);
tiempo=t_muestra.*[1400:3774];
plot(tiempo,R(1400:3774),'r','Parent',subplot1);
title('Captura de muestras del sensor, señal roja')
set( get(subplot1,'XLabel'), 'String', 'Tiempo (s)' );
set( get(subplot1,'YLabel'), 'String', 'Intensidad (nA)' );
xlim(subplot1,[1400*t_muestra 3774*t_muestra])
ylim(subplot1,[ylim_inf_R/1.001 1.001*ylim_sup_R])
grid on; hold on;

% El intervalo en el que se procesa la señal esta
% entre las 1400 y 3774 muestras, el limite inferior
% 1400 porque a partir de ahi la respuesta del filtro es estable
% 3774 porque se desplaza la señal DC para compensar el retraso
% y se pierden 225 muestras

subplot2=subplot(2,1,2);
tiempo=t_muestra.*[1400:3774];
plot(tiempo,IR(1400:3774),'b','Parent',subplot2);
title('Captura de muestras del sensor, señal infrarroja')
set( get(subplot2,'XLabel'), 'String', 'Tiempo (s)' );
set( get(subplot2,'YLabel'), 'String', 'Intensidad (nA)' );
xlim(subplot2,[1400*t_muestra 3774*t_muestra])
ylim(subplot2,[ylim_inf_IR/1.001 1.001*ylim_sup_IR])
grid on; hold on;

%% Suavizado de las componentes de alta frecuencia

fc1 =8; % Frecuencia de corte del filtro, elimina
el ruido de alta frecuencia

```

```

fs = 200; % Frecuencia de muestreo (se elige la
frecuencia de muestreo del dispositivo)
N1 = 4; % Orden del filtro

[b1,a1] = butter(N1,fc1/(fs/2)); % b1 y a1 son los parámetros del filtro

y1_R = filter(b1,a1,R); % R es la señal a filtrar e 'y1_R' es la
señal filtrada
y1_R=circshift(y1_R,[1 -10]); %Se desplaza la señal filtrada para
compensar el retraso

y1_IR = filter(b1,a1,IR); % IR es la señal a filtrar e 'y1_IR' es
la señal filtrada
y1_IR=circshift(y1_IR,[1 -10]); %Se desplaza la señal filtrada para
compensar el retraso

subplot(2,1,1)
plot(tiempo,y1_R(1400:3774),'k')
subplot(2,1,2)
plot(tiempo,y1_IR(1400:3774),'k')

%% Señal DC
fc2 =0.4; % Frecuencia decorte del filtro, nos
quedamos con la componente DC.
N2 = 4; % Orden del filtro

[b2,a2] = butter(N2,fc2/(fs/2)); % b y a son los parámetros del filtro
y2_R = filter(b2,a2,R); % R es la señal a filtrar e 'y2_R' es la
señal filtrada
y2_R=circshift(y2_R,[1 -225]); % Se desplaza la señal filtrada para
compensar el retraso
y2_IR = filter(b2,a2,IR); % IR es la señal a filtrar e 'y2_IR' es
la señal filtrada
y2_IR=circshift(y2_IR,[1 -225]); % Se desplaza la señal filtrada para
compensar el retraso

subplot(2,1,1)
plot(tiempo,y2_R(1400:3774),'m')
subplot(2,1,2)
plot(tiempo,y2_IR(1400:3774),'m')
%% Se guarda el analisis en un fichero

fid_resul=fopen(nombre_fichero,'w');

%% Calculo de los puntos de interseccion

estado=0;
cont_cortes_R=1;
cont_cortes_IR=1;
cont_max=1;
cont_min=1;
ciclo=1;
pos_cortes_R=[];
pos_cortes_IR=[];
i=1400; %indice señal roja
j=1400; %indice señal infrarroja
while(i<3774 && j<3774)

switch estado
case 0

```



```

        if(y1_R(i)>y2_R(i))
            while(y1_R(i)>y2_R(i))
                i=i+1;
            end
        end
        if(y1_R(i)<y2_R(i))
            while(y1_R(i)<y2_R(i))
                i=i+1;
            end
            pos_cortes_R(1)=i; %Se almacena punto de corte
            subplot(2,1,1);
            plot(i*t_muestra,y1_R(i),'*m'); %Se representa punto de corte
        end
        if(y1_IR(j)>y2_IR(j))
            while(y1_IR(j)>y2_IR(j))
                j=j+1;
            end
        end
        if(y1_IR(j)<y2_IR(j))
            while(y1_IR(j)<y2_IR(j))
                j=j+1;
            end
            pos_cortes_IR(1)=j; %Se almacena punto de corte
            subplot(2,1,2);
            plot(j*t_muestra,y1_IR(j),'*m'); %Se representa punto de corte
        end
        if (~isempty(pos_cortes_R) && ~isempty(pos_cortes_IR))
            estado=1;
        else break;
        end
        case 1
            %Maximo de R
            while(y1_R(i)>y2_R(i) && i<3774)
                i=i+1;
            end
            if(i<3774) %Condicion para que no se calcule
el maximo con las muestras finales restantes
                cont_cortes_R=cont_cortes_R+1;
                pos_cortes_R(cont_cortes_R)=i; %Se almacena punto de corte
                subplot(2,1,1); %Se representa punto de corte
                plot(i*t_muestra,y1_R(i),'*m');

                [max_R(cont_max)
pos_max_R(cont_max)]=max(y1_R((pos_cortes_R(cont_cortes_R-
1):(pos_cortes_R(cont_cortes_R)))));
                pos_max_R(cont_max)=pos_cortes_R(cont_cortes_R-
1)+pos_max_R(cont_max);
                plot(pos_max_R(cont_max)*t_muestra,max_R(cont_max),'or'); %Se
representa el maximo

            end
            %Maximo de IR
            while(y1_IR(j)>y2_IR(j) && j<3774)
                j=j+1;
            end
            if(j<3774)
                cont_cortes_IR=cont_cortes_IR+1;
                pos_cortes_IR(cont_cortes_IR)=j; %Se almacena punto de corte
                subplot(2,1,2); %Se representa punto de
corte
                plot(j*t_muestra,y1_IR(j),'*m');

```

```

        [max_IR(cont_max)
pos_max_IR(cont_max)]=max(y1_IR((pos_cortes_IR(cont_cortes_IR-
1)):(pos_cortes_IR(cont_cortes_IR))));
        pos_max_IR(cont_max)=pos_cortes_IR(cont_cortes_R-
1)+pos_max_IR(cont_max);
        plot(pos_max_IR(cont_max)*t_muestra,max_IR(cont_max),'or'); %Se
representa el maximo
        cont_max=cont_max+1;
        estado=2;
    end
case 2
    % Minimo de R
    while(y1_R(i)<y2_R(i) && i<3774)
        i=i+1;
    end
    if(i<3774)
        cont_cortes_R=cont_cortes_R+1;
        pos_cortes_R(cont_cortes_R)=i; %Se almacena punto de corte
        subplot(2,1,1); %Se representa punto de corte
        plot(i*t_muestra,y1_R(i),'*m');

        [min_R(cont_min)
pos_min_R(cont_min)]=min(y1_R((pos_cortes_R(cont_cortes_R-
1)):(pos_cortes_R(cont_cortes_R))));
        pos_min_R(cont_min)=pos_cortes_R(cont_cortes_R-
1)+pos_min_R(cont_min);
        plot(pos_min_R(cont_min)*t_muestra,min_R(cont_min),'ob'); %Se
representa el minimo

    end
    % Minimo de IR
    while(y1_IR(j)<y2_IR(j) && j<3774)
        j=j+1;
    end
    if(j<3774)
        cont_cortes_IR=cont_cortes_IR+1;
        pos_cortes_IR(cont_cortes_IR)=j; %Se almacena punto de corte
        subplot(2,1,2); %Se representa punto de
corte
        plot(j*t_muestra,y1_IR(j),'*m');

        [min_IR(cont_min)
pos_min_IR(cont_min)]=min(y1_IR((pos_cortes_IR(cont_cortes_IR-
1)):(pos_cortes_IR(cont_cortes_IR))));
        pos_min_IR(cont_min)=pos_cortes_IR(cont_cortes_IR-
1)+pos_min_IR(cont_min);
        plot(pos_min_IR(cont_min)*t_muestra,min_IR(cont_min),'ob'); %Se
representa el minimo
        cont_min=cont_min+1;
        %Se imprimen en un fichero los valores de interes del ciclo
        fprintf(fid_resul,'%CICLO N°%d:\n',ciclo);
        fprintf(fid_resul,'pos_max_R(%d)=%d;\n',ciclo,pos_max_R(cont_max-
1));
        fprintf(fid_resul,'max_R(%d)=%2f;\n',ciclo,max_R(cont_max-1));
        fprintf(fid_resul,'pos_min_R(%d)=%d;\n',ciclo,pos_min_R(cont_min-
1));
        fprintf(fid_resul,'min_R(%d)=%2f;\n',ciclo,min_R(cont_min-1));
        fprintf(fid_resul,'\n');

        fprintf(fid_resul,'pos_max_IR(%d)=%d;\n',ciclo,pos_max_IR(cont_max-1));
        fprintf(fid_resul,'max_IR(%d)=%2f;\n',ciclo,max_IR(cont_max-1));

```

```

fprintf(fid_resul, 'pos_min_IR(%d)=%d;\n', ciclo, pos_min_IR(cont_min-1));
fprintf(fid_resul, 'min_IR(%d)=%2f;\n', ciclo, min_IR(cont_min-1));
fprintf(fid_resul, '\n');
Ipp_R(ciclo)=max_R(ciclo)-min_R(ciclo);
Ipp_IR(ciclo)=max_IR(ciclo)-min_IR(ciclo);
Irms_R(ciclo)=rms(R(pos_cortes_R(cont_cortes_R-
2):pos_cortes_R(cont_cortes_R)));
Irms_IR(ciclo)=rms(IR(pos_cortes_IR(cont_cortes_IR-
2):pos_cortes_IR(cont_cortes_IR)));
fprintf(fid_resul, 'Ipp_R(%d)=%2f;\n', ciclo, Ipp_R(ciclo));
fprintf(fid_resul, 'Ipp_IR(%d)=%2f;\n', ciclo, Ipp_IR(ciclo));
fprintf(fid_resul, 'Irms_R(%d)=%2f;\n', ciclo, Irms_R(ciclo));
fprintf(fid_resul, 'Irms_IR(%d)=%2f;\n', ciclo, Irms_IR(ciclo));
fprintf(fid_resul, '\n');
%BPM
periodo(ciclo)=(pos_cortes_R(cont_cortes_R)-
pos_cortes_R(cont_cortes_R-2))*t_muestra;
fprintf(fid_resul, 'periodo(%d)=%2f;\n', ciclo, periodo(ciclo));
bpm(ciclo)=60/periodo(ciclo);
fprintf(fid_resul, 'bpm(%d)=%2f;\n', ciclo, bpm(ciclo));
fprintf(fid_resul, '\n');
%RATIO
%ratio_pp hace referencia al ratio calculado a partir de los
valores de pico a pico
ratio_picos(ciclo)=((max_R(cont_max-1)-min_R(cont_min-
1))/max_R(cont_max-1))/((max_IR(cont_max-1)-min_IR(cont_min-
1))/max_IR(cont_max-1));

fprintf(fid_resul, 'ratio_picos(%d)=%2f;\n', ciclo, ratio_picos(ciclo));
%SpO2
SaO2_teorica(ciclo)=115-30*ratio_picos(ciclo);
%SpO2 teorica
SaO2_scharf(ciclo)=110-25*ratio_picos(ciclo);
%SpO2 Scharf Rusch
fprintf(fid_resul, '%SaO2 teorica:\n');

fprintf(fid_resul, 'SaO2_teorica(%d)=%2f;\n', ciclo, SaO2_teorica(ciclo));
fprintf(fid_resul, '%SaO2 Scharf-Rusch:\n');

fprintf(fid_resul, 'SaO2_scharf(%d)=%2f;\n', ciclo, SaO2_scharf(ciclo));
fprintf(fid_resul, '\n');
ciclo=ciclo+1;
estado=1;

end

end

end

% Calculo de medias y desviacion estandar
fprintf(fid_resul, '% Medias de los valores obtenidos:\n');
fprintf(fid_resul, 'media_max_R=%2f;\n', mean(max_R));
fprintf(fid_resul, 'media_min_R=%2f;\n', mean(min_R));
fprintf(fid_resul, 'media_max_IR=%2f;\n', mean(max_IR));
fprintf(fid_resul, 'media_min_IR=%2f;\n', mean(min_IR));
fprintf(fid_resul, '\n');
fprintf(fid_resul, 'media_Ipp_R=%2f;\n', mean(Ipp_R));
fprintf(fid_resul, 'media_Ipp_IR=%2f;\n', mean(Ipp_IR));
fprintf(fid_resul, 'media_Irms_R=%2f;\n', mean(Irms_R));
fprintf(fid_resul, 'media_Irms_IR=%2f;\n', mean(Irms_IR));
fprintf(fid_resul, '\n');
fprintf(fid_resul, 'media_periodo=%2f;\n', mean(periodo));

```

```
fprintf(fid_resul, 'media_bpm=%2f;\n', mean(bpm));
fprintf(fid_resul, '\n');
fprintf(fid_resul, 'media_ratio_picos=%2f;\n', mean(ratio_picos));
fprintf(fid_resul, 'media_SaO2_teorica=%2f;\n', mean(SaO2_teorica));
fprintf(fid_resul, 'media_SaO2_scharf=%2f;\n', mean(SaO2_scharf));
fprintf(fid_resul, '\n');
fprintf(fid_resul, '%s Desviacion estandar de los valores obtenidos:\n');
fprintf(fid_resul, 'desv_max_R=%2f;\n', std(max_R));
fprintf(fid_resul, 'desv_min_R=%2f;\n', std(min_R));
fprintf(fid_resul, 'desv_max_IR=%2f;\n', std(max_IR));
fprintf(fid_resul, 'desv_min_IR=%2f;\n', std(min_IR));
fprintf(fid_resul, '\n');
fprintf(fid_resul, 'desv_periodo=%2f;\n', std(periodo));
fprintf(fid_resul, 'desv_bpm=%2f;\n', std(bpm));
fprintf(fid_resul, '\n');
fprintf(fid_resul, 'desv_ratio_picos=%2f;\n', std(ratio_picos));
fprintf(fid_resul, 'desv_SaO2_teorica=%2f;\n', std(SaO2_teorica));
fprintf(fid_resul, 'desv_SaO2_scharf=%2f;\n', std(SaO2_scharf));

fclose(fid_resul);

else disp('El nombre no esta asociado a ningun fichero')
end
```

D. Código de implementación del método del manual del sensor en Matlab

```

clear all; clc;
close all;
prompt='Introduzca el nombre del fichero a analizar, sin la extension .m: ';
fichero=input(prompt,'s');

if exist(fichero,'file')==2
disp('Leyendo fichero...')
eval(fichero);

nombre_fichero=strcat('resultados_manual_',fichero,'.m');
disp('Procesando datos...')

fs=200; %La mitad de la que se usa en el sensor
t_muestra=inv(fs);

figure('Name', 'Captura de señal R e IR');

%Se representa despues de que se estabilice la respuesta del filtro
ylim_inf_R=min(R(1400:3774));
ylim_inf_IR=min(IR(1400:3774));
ylim_sup_R=max(R(1400:3774));
ylim_sup_IR=max(IR(1400:3774));

%Representacion señal roja
subplot1=subplot(2,1,1);
tiempo=t_muestra.*[1400:3774];
plot(tiempo,R(1400:3774),'r','Parent',subplot1);
title('Captura de muestras del sensor, señal roja')
set( get(subplot1,'XLabel'), 'String', 'Tiempo (s)' );
set( get(subplot1,'YLabel'), 'String', 'Intensidad (nA)' );
xlim(subplot1,[1400*t_muestra 3774*t_muestra])
ylim(subplot1,[ylim_inf_R/1.001 1.001*ylim_sup_R])
grid on; hold on;

% El intervalo en el que se procesa la señal esta
% entre las 1400 y 3774 muestras, el limite inferior
% 1400 porque a partir de ahi la respuesta del filtro es estable
% 3774 porque se desplaza la señal DC para compensar el retraso
% y se pierden 225 muestras

subplot2=subplot(2,1,2);
tiempo=t_muestra.*[1400:3774];
plot(tiempo,IR(1400:3774),'b','Parent',subplot2);
title('Captura de muestras del sensor, señal infrarroja')
set( get(subplot2,'XLabel'), 'String', 'Tiempo (s)' );
set( get(subplot2,'YLabel'), 'String', 'Intensidad (nA)' );
xlim(subplot2,[1400*t_muestra 3774*t_muestra])
ylim(subplot2,[ylim_inf_IR/1.001 1.001*ylim_sup_IR])
grid on; hold on;

%% Suavizado de las componentes de alta frecuencia

fc1 =8; % Frecuencia de corte del filtro, elimina
el ruido de alta frecuencia
fs = 200; % Frecuencia de muestreo (se elige la
frecuencia de muestreo del dispositivo)

```

```

N1 = 4; % Orden del filtro

[b1,a1] = butter(N1,fc1/(fs/2)); % b1 y a1 son los parámetros del filtro

y1_R = filter(b1,a1,R); % R es la señal a filtrar e 'y1_R' es la
señal filtrada
y1_R=circshift(y1_R,[1 -10]); % Se desplaza la señal filtrada para
compensar el retraso

y1_IR = filter(b1,a1,IR); % IR es la señal a filtrar e 'y1_IR' es
la señal filtrada
y1_IR=circshift(y1_IR,[1 -10]); % Se desplaza la señal filtrada para
compensar el retraso

subplot(2,1,1)
plot(tiempo,y1_R(1400:3774),'k')
subplot(2,1,2)
plot(tiempo,y1_IR(1400:3774),'k')

%% Señal DC
fc2 =0.4; % Frecuencia de corte del filtro, nos
quedamos con la componente DC.
N2 = 4; % Orden del filtro

[b2,a2] = butter(N2,fc2/(fs/2)); % b y a son los parámetros del filtro
y2_R = filter(b2,a2,R); % R es la señal a filtrar e 'y2_R' es la
señal filtrada
y2_R=circshift(y2_R,[1 -225]); % Se desplaza la señal filtrada para
compensar el retraso
y2_IR = filter(b2,a2,IR); % IR es la señal a filtrar e 'y2_IR' es
la señal filtrada
y2_IR=circshift(y2_IR,[1 -225]); % Se desplaza la señal filtrada para
compensar el retraso

subplot(2,1,1)
plot(tiempo,y2_R(1400:3774),'m')
subplot(2,1,2)
plot(tiempo,y2_IR(1400:3774),'m')
%% Se guarda el analisis en un fichero

fid_resul=fopen(nombre_fichero,'w');

%% Calculo de los puntos de interseccion

estado=0;
cont_cortes_R=1;
cont_cortes_IR=1;
cont_max=1;
cont_min=1;
ciclo=1;
pos_cortes_R=[];
pos_cortes_IR=[];
i=1400; %indice señal roja
j=1400; %indice señal infrarroja
while(i<3774)

switch estado
    case 0 %Se empieza buscando un minimo
        %Señal R
        if(y1_R(i)<y2_R(i))

```

```

        while(y1_R(i)<y2_R(i))
            i=i+1;
        end
    end
    if(y1_R(i)>y2_R(i))
        while(y1_R(i)>y2_R(i))
            i=i+1;
        end
        pos_cortes_R(1)=i;           %Se almacena punto de corte
        subplot(2,1,1);
        plot(i*t_muestra,y1_R(i),'*m'); %Se representa punto de corte
    end
    %Señal IR
    if(y1_IR(j)<y2_IR(j))
        while(y1_IR(j)<y2_IR(j))
            j=j+1;
        end
    end
    if(y1_IR(j)>y2_IR(j))
        while(y1_IR(j)>y2_IR(j))
            j=j+1;
        end
        pos_cortes_IR(1)=j;           %Se almacena punto de corte
        subplot(2,1,2);
        plot(j*t_muestra,y1_IR(j),'*m'); %Se representa punto de corte
        estado=1;
    end
case 1
    % Primer minimo de R
    while(y1_R(i)<y2_R(i) && i<3774)
        i=i+1;
    end
    if(i<3774)
        cont_cortes_R=cont_cortes_R+1;
        pos_cortes_R(cont_cortes_R)=i; %Se almacena punto de corte
        subplot(2,1,1); %Se representa punto de corte
        plot(i*t_muestra,y1_R(i),'*m');

        [min_R(cont_min)
pos_min_R(cont_min)]=min(y1_R((pos_cortes_R(cont_cortes_R-
1)):(pos_cortes_R(cont_cortes_R))));
        pos_min_R(cont_min)=pos_cortes_R(cont_cortes_R-
1)+pos_min_R(cont_min);
        plot(pos_min_R(cont_min)*t_muestra,min_R(cont_min),'og'); %Se
representa el minimo

    end
    % Primer minimo de IR
    while(y1_IR(j)<y2_IR(j) && j<3774)
        j=j+1;
    end
    if(j<3774)
        cont_cortes_IR=cont_cortes_IR+1;
        pos_cortes_IR(cont_cortes_IR)=j; %Se almacena punto de corte
        subplot(2,1,2); %Se representa punto de
corte
        plot(j*t_muestra,y1_IR(j),'*m');

```

```

        [min_IR(cont_min)
pos_min_IR(cont_min)]=min(y1_IR((pos_cortes_IR(cont_cortes_IR-
1)):(pos_cortes_IR(cont_cortes_IR))));
        pos_min_IR(cont_min)=pos_cortes_IR(cont_cortes_IR-
1)+pos_min_IR(cont_min);
        plot(pos_min_IR(cont_min)*t_muestra,min_IR(cont_min),'og'); %Se
representa el minimo

        estado=2;
    end
    case 2
        % Maximo de R
        while(y1_R(i)>y2_R(i) && i<3774)
            i=i+1;
        end
        if(i<3774)
            cont_cortes_R=cont_cortes_R+1;
            pos_cortes_R(cont_cortes_R)=i; %Se almacena punto de corte
            subplot(2,1,1); %Se representa punto de corte
            plot(i*t_muestra,y1_R(i),'*m');

            [max_R(cont_max)
pos_max_R(cont_max)]=max(y1_R((pos_cortes_R(cont_cortes_R-
1)):(pos_cortes_R(cont_cortes_R))));
            pos_max_R(cont_max)=pos_cortes_R(cont_cortes_R-
1)+pos_max_R(cont_max);
            plot(pos_max_R(cont_max)*t_muestra,max_R(cont_max),'or'); %Se
representa el maximo

            estado=3;
        end
        % Maximo de IR
        while(y1_IR(j)>y2_IR(j) && j<3774)
            j=j+1;
        end
        if(j<3774)
            cont_cortes_IR=cont_cortes_IR+1;
            pos_cortes_IR(cont_cortes_IR)=j; %Se almacena punto de corte
            subplot(2,1,2); %Se representa punto de
corte
            plot(j*t_muestra,y1_IR(j),'*m');

            [max_IR(cont_max)
pos_max_IR(cont_max)]=max(y1_IR((pos_cortes_IR(cont_cortes_IR-
1)):(pos_cortes_IR(cont_cortes_IR))));
            pos_max_IR(cont_max)=pos_cortes_IR(cont_cortes_IR-
1)+pos_max_IR(cont_max);
            plot(pos_max_IR(cont_max)*t_muestra,max_IR(cont_max),'or'); %Se
representa el maximo
            cont_max=cont_max+1;
            estado=3;
        end
    case 3
        % Minimo de R
        while(y1_R(i)<y2_R(i) && i<3774)
            i=i+1;
        end
        if(i<3774)
            cont_cortes_R=cont_cortes_R+1;
            pos_cortes_R(cont_cortes_R)=i; %Se almacena punto de corte
            subplot(2,1,1); %Se representa punto de corte

```



```

        plot(i*t_muestra,y1_R(i),'*m');

        cont_min=cont_min+1;
        [min_R(cont_min)
pos_min_R(cont_min)]=min(y1_R((pos_cortes_R(cont_cortes_R-
1):(pos_cortes_R(cont_cortes_R))));
        pos_min_R(cont_min)=pos_cortes_R(cont_cortes_R-
1)+pos_min_R(cont_min);
        plot(pos_min_R(cont_min)*t_muestra,min_R(cont_min),'ob'); %Se
representa el minimo
        Ipp_R(ciclo)=max_R(cont_max-1)-min_R(cont_min);
        Irms_R(ciclo)=rms(R(pos_cortes_R(cont_cortes_R-
2):pos_cortes_R(cont_cortes_R)));
        %RATIO R
        yy2_R=min_R(cont_min);
        yy1_R=min_R(cont_min-1);
        x2_R=pos_min_R(cont_min);
        x1_R=pos_min_R(cont_min-1);
        x_R=pos_max_R(cont_max-1);
        yy_R=(yy2_R/yy1_R)*(x_R-x1_R)/(x2_R-x1_R)+yy1_R; %y es el valor
de ref de R
        DC_R=yy_R;
        AC_R=max_R(cont_max-1)-DC_R;
        ratio_R=AC_R/DC_R;
    end
    % Minimo de IR
    while(y1_IR(j)<y2_IR(j) && j<3774)
        j=j+1;
    end
    if(j<3774)
        cont_cortes_IR=cont_cortes_IR+1;
        pos_cortes_IR(cont_cortes_IR)=j; %Se almacena punto de corte
        subplot(2,1,2); %Se representa punto de
corte
        plot(j*t_muestra,y1_IR(j),'*m');

        [min_IR(cont_min)
pos_min_IR(cont_min)]=min(y1_IR((pos_cortes_IR(cont_cortes_IR-
1):(pos_cortes_IR(cont_cortes_IR))));
        pos_min_IR(cont_min)=pos_cortes_IR(cont_cortes_IR-
1)+pos_min_IR(cont_min);
        plot(pos_min_IR(cont_min)*t_muestra,min_IR(cont_min),'ob'); %Se
representa el minimo
        Ipp_IR(ciclo)=max_IR(cont_max-1)-min_IR(cont_min);
        Irms_IR(ciclo)=rms(IR(pos_cortes_IR(cont_cortes_IR-
2):pos_cortes_IR(cont_cortes_IR)));
        %BPM
        periodo(ciclo)=(pos_cortes_R(cont_cortes_R)-
pos_cortes_R(cont_cortes_R-2))*t_muestra;
        bpm(ciclo)=60/periodo(ciclo);
        %RATIO IR
        yy2_IR=min_IR(cont_min);
        yy1_IR=min_IR(cont_min-1);
        x2_IR=pos_min_IR(cont_min);
        x1_IR=pos_min_IR(cont_min-1);
        x_IR=pos_max_IR(cont_max-1);
        yy_IR=(yy2_IR/yy1_IR)*(x_IR-x1_IR)/(x2_IR-x1_IR)+yy1_IR; %y es
el valor de ref de IR
        DC_IR=yy_IR;
        AC_IR=max_IR(cont_max-1)-DC_IR;
        ratio_IR=AC_IR/DC_IR;

```

```

        ratio_manual(ciclo)=ratio_R/ratio_IR;

        %SaO2 del manual
        SaO2_manual(ciclo)=104-17*ratio_manual(ciclo);

        %Se imprimen los valores de interes del ciclo
        fprintf(fid_resul, '%%CICLO N°%d:\n', ciclo);
        fprintf(fid_resul, 'pos_max_R(%d)=%d;\n', ciclo, pos_max_R(cont_max-
1));
        fprintf(fid_resul, 'max_R(%d)=%2f;\n', ciclo, max_R(cont_max-1));
        fprintf(fid_resul, 'pos_min_R(%d)=%d;\n', ciclo, pos_min_R(cont_min-
1));
        fprintf(fid_resul, 'min_R(%d)=%2f;\n', ciclo, min_R(cont_min-1));
        fprintf(fid_resul, '\n');

        fprintf(fid_resul, 'pos_max_IR(%d)=%d;\n', ciclo, pos_max_IR(cont_max-1));
        fprintf(fid_resul, 'max_IR(%d)=%2f;\n', ciclo, max_IR(cont_max-1));

        fprintf(fid_resul, 'pos_min_IR(%d)=%d;\n', ciclo, pos_min_IR(cont_min-1));
        fprintf(fid_resul, 'min_IR(%d)=%2f;\n', ciclo, min_IR(cont_min-1));
        fprintf(fid_resul, '\n');
        fprintf(fid_resul, 'Ipp_R(%d)=%2f;\n', ciclo, Ipp_R(ciclo));
        fprintf(fid_resul, 'Ipp_IR(%d)=%2f;\n', ciclo, Ipp_IR(ciclo));
        fprintf(fid_resul, 'Irms_R(%d)=%2f;\n', ciclo, Irms_R(ciclo));
        fprintf(fid_resul, 'Irms_IR(%d)=%2f;\n', ciclo, Irms_IR(ciclo));
        fprintf(fid_resul, '\n');
        fprintf(fid_resul, 'periodo(%d)=%2f;\n', ciclo, periodo(ciclo));
        fprintf(fid_resul, 'bpm(%d)=%2f;\n', ciclo, bpm(ciclo));
        fprintf(fid_resul, '\n');

        fprintf(fid_resul, 'ratio_manual(%d)=%2f;\n', ciclo, ratio_manual(ciclo));
        fprintf(fid_resul, '%%SaO2 del manual:\n');

        fprintf(fid_resul, 'SaO2_manual(%d)=%2f;\n', ciclo, SaO2_manual(ciclo));
        fprintf(fid_resul, '\n');
        ciclo=ciclo+1;
        estado=2;
    end
end
end
% Calculo de medias y desviacion estandar
fprintf(fid_resul, '%% Medias de los valores obtenidos:\n');
fprintf(fid_resul, 'media_max_R=%2f;\n', mean(max_R));
fprintf(fid_resul, 'media_min_R=%2f;\n', mean(min_R));
fprintf(fid_resul, 'media_max_IR=%2f;\n', mean(max_IR));
fprintf(fid_resul, 'media_min_IR=%2f;\n', mean(min_IR));
fprintf(fid_resul, '\n');
fprintf(fid_resul, 'media_Ipp_R=%2f;\n', mean(Ipp_R));
fprintf(fid_resul, 'media_Ipp_IR=%2f;\n', mean(Ipp_IR));
fprintf(fid_resul, 'media_Irms_R=%2f;\n', mean(Irms_R));
fprintf(fid_resul, 'media_Irms_IR=%2f;\n', mean(Irms_IR));
fprintf(fid_resul, '\n');
fprintf(fid_resul, 'media_periodo=%2f;\n', mean(periodo));
fprintf(fid_resul, 'media_bpm=%2f;\n', mean(bpm));
fprintf(fid_resul, '\n');
fprintf(fid_resul, 'media_ratio=%2f;\n', mean(ratio_manual));
fprintf(fid_resul, 'media_SaO2_manual=%2f;\n', mean(SaO2_manual));
fprintf(fid_resul, '\n');
fprintf(fid_resul, '%% Desviacion estandar de los valores obtenidos:\n');
fprintf(fid_resul, 'desv_max_R=%2f;\n', std(max_R));
fprintf(fid_resul, 'desv_min_R=%2f;\n', std(min_R));

```

```
fprintf(fid_resul, 'desv_max_IR=%2f;\n', std(max_IR));  
fprintf(fid_resul, 'desv_min_IR=%2f;\n', std(min_IR));  
fprintf(fid_resul, '\n');  
fprintf(fid_resul, 'desv_periodo=%2f;\n', std(periodo));  
fprintf(fid_resul, 'desv_bpm=%2f;\n', std(bpm));  
fprintf(fid_resul, '\n');  
fprintf(fid_resul, 'desv_ratio_manual=%2f;\n', std(ratio_manual));  
fprintf(fid_resul, 'desv_SaO2_manual=%2f;\n', std(SaO2_manual));  
fclose(fid_resul);  
else disp('El fichero no existe')  
end
```

E. Tablas de resultados del método de picos y valles

E.1 Dedo

| Sujeto A | media_bpm | | media_SaO2_teorica | | media_SaO2_S-R | | desv_bpm | desv_SaO2_teorica | desv_SaO2_S-R |
|----------|-----------|----|--------------------|----|----------------|----|----------|-------------------|---------------|
| dedo1a | 56.63 | 57 | 99.65 | 97 | 97.21 | 97 | 2.25 | 0.32 | 0.27 |
| dedo2a | 58.44 | 58 | 100.77 | 97 | 98.14 | 97 | 2.76 | 0.08 | 0.07 |
| dedo3a | 59.98 | 59 | 100.43 | 97 | 97.86 | 97 | 1.56 | 0.15 | 0.12 |

Tabla 7.1 Resultados de las medidas en el dedo para el sujeto A usando el método de picos y valles.

| Sujeto B | media_bpm | | media_SaO2_teorica | | media_SaO2_S-R | | desv_bpm | desv_SaO2_teorica | desv_SaO2_S-R |
|----------|-----------|----|--------------------|----|----------------|----|----------|-------------------|---------------|
| dedo1b | 68.19 | 67 | 100.83 | 98 | 98.19 | 98 | 1.86 | 0.16 | 0.13 |
| dedo2b | 68.75 | 69 | 101.20 | 97 | 98.50 | 97 | 4.78 | 0.21 | 0.17 |
| dedo3b | 70.28 | 70 | 101.27 | 97 | 98.56 | 97 | 2.46 | 0.13 | 0.11 |

Tabla 7.2 Resultados de las medidas en el dedo para el sujeto B usando el método de picos y valles.

| Sujeto C | media_bpm | | media_SaO2_teorica | | media_SaO2_S-R | | desv_bpm | desv_SaO2_teorica | desv_SaO2_S-R |
|----------|-----------|----|--------------------|----|----------------|----|----------|-------------------|---------------|
| dedo1c | 67.31 | 68 | 100.07 | 96 | 97.56 | 96 | 11.20 | 0.37 | 0.31 |
| dedo2c | 66.25 | 67 | 99.26 | 96 | 96.88 | 96 | 12.27 | 0.27 | 0.23 |
| dedo3c | 63.67 | 65 | 99.62 | 96 | 97.18 | 96 | 3.79 | 0.49 | 0.41 |

Tabla 7.3 Resultados de las medidas en el dedo para el sujeto C usando el método de picos y valles.

E.2 Muñeca

| Sujeto A | media_bpm | | media_SaO2_teorica | | media_SaO2_S-R | | desv_bpm | desv_SaO2_teorica | desv_SaO2_S-R |
|----------|-----------|----|--------------------|----|----------------|----|----------|-------------------|---------------|
| muneca1a | 58.78 | 59 | 97.13 | 97 | 95.11 | 97 | 3.13 | 0.59 | 0.50 |
| muneca2a | 58.88 | 59 | 97.14 | 97 | 95.12 | 97 | 3.13 | 0.12 | 0.10 |
| muneca3a | 57.66 | 58 | 94.93 | 96 | 93.27 | 96 | 2.69 | 0.36 | 0.29 |

Tabla 7.4 Resultados de las medidas en la muñeca para el sujeto A usando el método de picos y valles.

| Sujeto B | media_bpm | | media_SaO2_teorica | | media_SaO2_S-R | | desv_bpm | desv_SaO2_teorica | desv_SaO2_S-R |
|----------|-----------|----|--------------------|----|----------------|----|----------|-------------------|---------------|
| muneca1b | 70.75 | 70 | 100.90 | 96 | 98.25 | 96 | 4.12 | 0.85 | 0.71 |
| muneca2b | 72.97 | 71 | 95.43 | 96 | 93.69 | 96 | 3.74 | 1.29 | 1.07 |
| muneca3b | 71.82 | 71 | 95.86 | 96 | 94.05 | 96 | 4.64 | 0.89 | 0.74 |

Tabla 7.5 Resultados de las medidas en la muñeca para el sujeto B usando el método de picos y valles.

| Sujeto C | media_bpm | | media_SaO2_teorica | | media_SaO2_S-R | | desv_bpm | desv_SaO2_teorica | desv_SaO2_S-R |
|----------|-----------|----|--------------------|----|----------------|----|----------|-------------------|---------------|
| muneca1c | 72.87 | 72 | 98.22 | 95 | 96.02 | 95 | 11.02 | 0.83 | 0.69 |
| muneca2c | 74.12 | 73 | 99.27 | 95 | 96.89 | 95 | 16.17 | 0.51 | 0.42 |
| muneca3c | 67.58 | 68 | 101.37 | 96 | 98.64 | 96 | 10.24 | 0.58 | 0.49 |

Tabla 7.6 Resultados de las medidas en la muñeca para el sujeto C usando el método de picos y valles.

E.3 Frente

| Sujeto A | media_bpm | | media_SaO2_teorica | | media_SaO2_S-R | | desv_bpm | desv_SaO2_teorica | desv_SaO2_S-R |
|-----------------|-----------|----|--------------------|----|----------------|----|----------|-------------------|---------------|
| frente1a | 55.31 | 56 | 105.80 | 96 | 102.38 | 96 | 2.70 | 0.85 | 0.71 |
| frente2a | 56.05 | 56 | 101.93 | 96 | 99.11 | 96 | 2.97 | 1.14 | 0.95 |
| frente3a | 56.57 | 57 | 99.91 | 96 | 97.42 | 96 | 3.64 | 1.36 | 1.13 |

Tabla 7.7 Resultados de las medidas en la frente para el sujeto A usando el método de picos y valles.

| Sujeto B | media_bpm | | media_SaO2_teorica | | media_SaO2_S-R | | desv_bpm | desv_SaO2_teorica | desv_SaO2_S-R |
|-----------------|-----------|----|--------------------|----|----------------|----|----------|-------------------|---------------|
| frente1b | 66.70 | 67 | 102.15 | 96 | 99.29 | 96 | 2.18 | 0.36 | 0.30 |
| frente2b | 69.62 | 68 | 102.69 | 96 | 99.74 | 96 | 3.10 | 0.48 | 0.40 |
| frente3b | 69.65 | 69 | 102.48 | 96 | 99.57 | 96 | 1.89 | 0.41 | 0.34 |

Tabla 7.8 Resultados de las medidas en la frente para el sujeto B usando el método de picos y valles.

| Sujeto C | media_bpm | | media_SaO2_teorica | | media_SaO2_S-R | | desv_bpm | desv_SaO2_teorica | desv_SaO2_S-R |
|-----------------|-----------|----|--------------------|----|----------------|----|----------|-------------------|---------------|
| frente1c | 68.38 | 68 | 102.35 | 96 | 99.45 | 96 | 8.80 | 0.30 | 0.25 |
| frente2c | 66.76 | 67 | 101.61 | 95 | 98.84 | 95 | 12.02 | 0.29 | 0.25 |
| frente3c | 68.88 | 67 | 101.45 | 96 | 98.71 | 96 | 13.51 | 0.41 | 0.34 |

Tabla 7.9 Resultados de las medidas en la frente para el sujeto C usando el método de picos y valles.

E.3 Sien

| Sujeto A | media_bpm | | media_SaO2_teorica | | media_SaO2_S-R | | desv_bpm | desv_SaO2_teorica | desv_SaO2_S-R |
|-----------------|-----------|----|--------------------|----|----------------|----|----------|-------------------|---------------|
| sien1a | 54.06 | 55 | 98.60 | 96 | 96.33 | 96 | 3.71 | 0.54 | 0.45 |
| sien2a | 54.38 | 55 | 100.29 | 97 | 97.74 | 97 | 3.75 | 0.42 | 0.35 |
| sien3a | 53.89 | 54 | 100.02 | 97 | 97.52 | 97 | 5.81 | 0.76 | 0.63 |

Tabla 7.10 Resultados de las medidas en la sien para el sujeto A usando el método de picos y valles.

| Sujeto B | media_bpm | | media_SaO2_teorica | | media_SaO2_S-R | | desv_bpm | desv_SaO2_teorica | desv_SaO2_S-R |
|-----------------|-----------|----|--------------------|----|----------------|----|----------|-------------------|---------------|
| sien1b | 69.19 | 69 | 100.19 | 96 | 97.66 | 96 | 4.70 | 1.52 | 1.27 |
| sien2b | 69.96 | 70 | 100.33 | 96 | 97.78 | 96 | 6.30 | 1.27 | 1.06 |
| sien3b | 68.45 | 69 | 101.65 | 96 | 98.88 | 96 | 2.89 | 0.63 | 0.53 |

Tabla 7.11 Resultados de las medidas en la sien para el sujeto B usando el método de picos y valles.

| Sujeto C | media_bpm | | media_SaO2_teorica | | media_SaO2_S-R | | desv_bpm | desv_SaO2_teorica | desv_SaO2_S-R |
|-----------------|-----------|----|--------------------|----|----------------|----|----------|-------------------|---------------|
| sien1c | 64.04 | 64 | 101.41 | 96 | 98.67 | 96 | 9.98 | 0.91 | 0.76 |
| sien2c | 70.88 | 70 | 102.24 | 95 | 99.37 | 95 | 10.28 | 0.53 | 0.44 |
| sien3c | 70.67 | 69 | 101.83 | 96 | 99.03 | 96 | 11.03 | 0.38 | 0.32 |

Tabla 7.12 Resultados de las medidas en la sien para el sujeto C usando el método de picos y valles.

E.4 Ceja

| Sujeto A | media_bpm | | media_SaO2_teorica | | media_SaO2_S-R | | desv_bpm | desv_SaO2_teorica | desv_SaO2_S-R |
|-----------------|-----------|----|--------------------|----|----------------|----|----------|-------------------|---------------|
| ceja1a | 63.54 | 60 | 103.76 | 96 | 100.64 | 96 | 4.30 | 3.03 | 2.53 |
| ceja2a | 52.58 | 54 | 102.15 | 96 | 99.29 | 96 | 4.14 | 0.39 | 0.33 |
| ceja3a | 53.75 | 55 | 103.79 | 97 | 100.66 | 97 | 3.40 | 0.48 | 0.39 |

Tabla 7.13 Resultados de las medidas en la ceja para el sujeto A usando el método de picos y valles.

| Sujeto B | media_bpm | | media_SaO2_teorica | | media_SaO2_S-R | | desv_bpm | desv_SaO2_teorica | desv_SaO2_S-R |
|-----------------|-----------|----|--------------------|----|----------------|----|----------|-------------------|---------------|
| ceja1b | 67.85 | 68 | 103.45 | 96 | 100.38 | 96 | 5.62 | 1.98 | 1.65 |
| ceja2b | 66.39 | 66 | 104.35 | 96 | 101.13 | 96 | 4.24 | 0.79 | 0.67 |
| ceja3b | 66.05 | 66 | 103.55 | 97 | 100.45 | 97 | 3.03 | 0.72 | 0.60 |

Tabla 7.14 Resultados de las medidas en la ceja para el sujeto B usando el método de picos y valles.

| Sujeto C | media_bpm | | media_SaO2_teorica | | media_SaO2_S-R | | desv_bpm | desv_SaO2_teorica | desv_SaO2_S-R |
|-----------------|-----------|----|--------------------|----|----------------|----|----------|-------------------|---------------|
| ceja1c | 78.72 | 75 | 101.55 | 95 | 98.79 | 95 | 10.42 | 0.89 | 0.74 |
| ceja2c | 67.89 | 68 | 100.54 | 95 | 97.95 | 95 | 15.59 | 1.24 | 1.03 |
| ceja3c | 61.58 | 63 | 100.43 | 96 | 97.86 | 96 | 7.63 | 0.34 | 0.29 |

Tabla 7.15 Resultados de las medidas en la ceja para el sujeto C usando el método de picos y valles.

F. Tablas de resultados del método del manual

F.1 Dedo

| Sujeto A | media_bpm | | media_SaO2_manual | | desv_bpm | desv_SaO2_manual |
|----------|-----------|----|-------------------|----|----------|------------------|
| dedo1a | 56.35 | 57 | 95.03 | 97 | 2.20 | 0.37 |
| dedo2a | 58.55 | 58 | 95.88 | 97 | 2.89 | 0.21 |
| dedo3a | 59.85 | 59 | 95.63 | 97 | 1.58 | 0.10 |

Tabla 7.16 Resultados de las medidas en el dedo para el sujeto A usando el método del manual.

| Sujeto B | media_bpm | | media_SaO2_manual | | desv_bpm | desv_SaO2_manual |
|----------|-----------|----|-------------------|----|----------|------------------|
| dedo1b | 68.19 | 67 | 96.37 | 98 | 1.85 | 0.15 |
| dedo2b | 68.75 | 69 | 96.04 | 97 | 4.78 | 0.14 |
| dedo3b | 70.28 | 70 | 96.13 | 97 | 2.45 | 0.12 |

Tabla 7.17 Resultados de las medidas en el dedo para el sujeto B usando el método del manual.

| Sujeto C | media_bpm | | media_SaO2_manual | | desv_bpm | desv_SaO2_manual |
|----------|-----------|----|-------------------|----|----------|------------------|
| dedo1c | 68.35 | 68 | 95.62 | 96 | 11.12 | 0.24 |
| dedo2c | 66.70 | 67 | 95.22 | 96 | 12.77 | 0.29 |
| dedo3c | 63.65 | 65 | 95.36 | 96 | 14.54 | 0.55 |

Tabla 7.18 Resultados de las medidas en el dedo para el sujeto C usando el método del manual.

F.2 Muñeca

| Sujeto A | media_bpm | | media_SaO2_manual | | desv_bpm | desv_SaO2_manual |
|----------|-----------|----|-------------------|----|----------|------------------|
| muneca1a | 58.10 | 59 | 94.10 | 97 | 2.20 | 0.38 |
| muneca2a | 58.88 | 59 | 93.96 | 97 | 2.89 | 0.21 |
| muneca3a | 57.66 | 58 | 92.91 | 96 | 1.58 | 0.10 |

Tabla 7.19 Resultados de las medidas en la muñeca para el sujeto A usando el método del manual.

| Sujeto B | media_bpm | | media_SaO2_manual | | desv_bpm | desv_SaO2_manual |
|----------|-----------|----|-------------------|----|----------|------------------|
| muneca1b | 70.93 | 70 | 96.13 | 96 | 4.25 | 0.85 |
| muneca2b | 73.03 | 71 | 94.01 | 96 | 3.91 | 0.71 |
| muneca3b | 71.82 | 71 | 92.36 | 96 | 4.64 | 0.64 |

Tabla 7.20 Resultados de las medidas en la muñeca para el sujeto B usando el método del manual.

| Sujeto C | media_bpm | | media_SaO2_manual | | desv_bpm | desv_SaO2_manual |
|----------|-----------|----|-------------------|----|----------|------------------|
| muneca1c | 71.43 | 71 | 94.64 | 95 | 10.14 | 0.46 |
| muneca2c | 76.03 | 72 | 95.36 | 95 | 15.30 | 0.33 |
| muneca3c | 69.12 | 70 | 96.22 | 95 | 9.18 | 0.72 |

Tabla 7.21 Resultados de las medidas en la muñeca para el sujeto C usando el método del manual.

F.3 Frente

| Sujeto A | media_bpm | | media_SaO2_manual | | desv_bpm | desv_SaO2_manual |
|-----------------|------------------|----|--------------------------|----|-----------------|-------------------------|
| frente1a | 55.05 | 56 | 95.40 | 96 | 2.72 | 0.72 |
| frente2a | 56.06 | 56 | 95.83 | 96 | 2.97 | 0.78 |
| frente3a | 56.14 | 57 | 94.02 | 96 | 3.52 | 1.14 |

Tabla 7.22 Resultados de las medidas en la frente para el sujeto A usando el método del manual.

| Sujeto B | media_bpm | | media_SaO2_manual | | desv_bpm | desv_SaO2_manual |
|-----------------|------------------|----|--------------------------|----|-----------------|-------------------------|
| frente1b | 66.80 | 67 | 96.41 | 96 | 2.26 | 0.46 |
| frente2b | 69.62 | 68 | 95.95 | 96 | 3.10 | 0.59 |
| frente3b | 69.65 | 69 | 96.64 | 96 | 1.89 | 0.46 |

Tabla 7.23 Resultados de las medidas en la frente para el sujeto B usando el método del manual.

| Sujeto C | media_bpm | | media_SaO2_manual | | desv_bpm | desv_SaO2_manual |
|-----------------|------------------|----|--------------------------|----|-----------------|-------------------------|
| frente1c | 68.38 | 68 | 96.73 | 96 | 8.80 | 0.46 |
| frente2c | 66.76 | 67 | 96.07 | 95 | 12.02 | 0.21 |
| frente3c | 68.88 | 67 | 96.26 | 96 | 13.51 | 0.22 |

Tabla 7.24 Resultados de las medidas en la frente para el sujeto C usando el método del manual.

F.4 Sien

| Sujeto A | media_bpm | | media_SaO2_manual | | desv_bpm | desv_SaO2_manual |
|-----------------|------------------|----|--------------------------|----|-----------------|-------------------------|
| sien1a | 54.56 | 55 | 95.68 | 96 | 3.57 | 0.15 |
| sien2a | 54.38 | 55 | 97.49 | 97 | 3.75 | 0.35 |
| sien3a | 52.39 | 54 | 99.02 | 97 | 3.55 | 0.55 |

Tabla 7.25 Resultados de las medidas en la sien para el sujeto A usando el método del manual.

| Sujeto B | media_bpm | | media_SaO2_manual | | desv_bpm | desv_SaO2_manual |
|-----------------|------------------|----|--------------------------|----|-----------------|-------------------------|
| sien1b | 69.12 | 69 | 95.20 | 96 | 4.90 | 0.70 |
| sien2b | 68.75 | 70 | 95.23 | 96 | 4.73 | 0.85 |
| sien3b | 68.45 | 69 | 95.33 | 96 | 2.90 | 0.81 |

Tabla 7.26 Resultados de las medidas en la sien para el sujeto B usando el método del manual.

| Sujeto C | media_bpm | | media_SaO2_manual | | desv_bpm | desv_SaO2_manual |
|-----------------|------------------|----|--------------------------|----|-----------------|-------------------------|
| sien1c | 64.49 | 64 | 96.72 | 96 | 10.34 | 0.54 |
| sien2c | 70.88 | 70 | 96.11 | 95 | 10.28 | 0.43 |
| sien3c | 70.66 | 69 | 95.99 | 96 | 11.03 | 0.67 |

Tabla 7.27 Resultados de las medidas en la sien para el sujeto C usando el método del manual.

F.5 Ceja

| Sujeto A | media_bpm | | media_SaO2_manual | | desv_bpm | desv_SaO2_manual |
|-----------------|------------------|----|--------------------------|----|-----------------|-------------------------|
| ceja1a | 63.54 | 60 | 95.54 | 96 | 4.30 | 2.66 |
| ceja2a | 51.75 | 54 | 97.69 | 96 | 3.42 | 0.71 |
| ceja3a | 53.75 | 55 | 98.42 | 97 | 3.40 | 0.65 |

Tabla 7.28 Resultados de las medidas en la ceja para el sujeto A usando el método del manual.

| Sujeto B | media_bpm | | media_SaO2_manual | | desv_bpm | desv_SaO2_manual |
|-----------------|------------------|----|--------------------------|----|-----------------|-------------------------|
| ceja1b | 67.05 | 68 | 95.97 | 96 | 5.40 | 0.57 |
| ceja2b | 65.56 | 66 | 96.80 | 96 | 3.28 | 0.71 |
| ceja3b | 66.25 | 66 | 98.37 | 97 | 3.09 | 0.41 |

Tabla 7.29 Resultados de las medidas en la ceja para el sujeto B usando el método del manual.

| Sujeto C | media_bpm | | media_SaO2_manual | | desv_bpm | desv_SaO2_manual |
|-----------------|------------------|----|--------------------------|----|-----------------|-------------------------|
| ceja1c | 79.79 | 75 | 95.21 | 95 | 10.02 | 0.73 |
| ceja2c | 67.89 | 68 | 95.66 | 95 | 15.59 | 1.21 |
| ceja3c | 61.58 | 63 | 96.38 | 96 | 7.63 | 0.24 |

Tabla 7.30 Resultados de las medidas en la ceja para el sujeto C usando el método del manual.