



UNIVERSIDAD
DE MÁLAGA



E.T.S.
INGENIERÍA
INFORMÁTICA

ESCUELA TÉCNICA SUPERIOR DE INGENIERÍA INFORMÁTICA

GRADUADA EN INGENIERÍA DE LA SALUD

MENCIÓN EN INGENIERÍA BIOMÉDICA

Diseño de un pulsioxímetro de bajo coste y salida bluetooth.

Realizado por:

Olga Jiménez Ramal

Tutorizado por:

D/ Antonio Jesús Bandera Rubio

D/ Camilo Ruiz Beltran

Departamento:

Tecnología electrónica

UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

Septiembre de 2019

Resumen

El diseño de un pulsioxímetro de bajo coste con salida bluetooth propuesto en este Trabajo Fin de Grado ha sido realizado con el objetivo de facilitar la monitorización, continua e instantánea, de la saturación de oxígeno capilar periférica (SpO₂) en la sangre arterial y el ritmo cardíaco.

Desarrollada desde la década de 1970, la pulsioximetría impulsó que se considerara la saturación de oxígeno como el quinto signo vital junto con el ritmo cardíaco, la presión arterial, la temperatura y la frecuencia respiratoria. Hasta entonces el nivel de oxígeno de un paciente sólo podía determinarse mediante una prueba invasiva, en la que evaluaban los gases presentes en la sangre arterial.

El propósito de este proyecto es el diseño e implementación de un dispositivo de bajo coste que permita medir dos de los cinco signos vitales (ritmo cardíaco y saturación de oxígeno) de manera no invasiva y en tiempo real. Con el objetivo de llevar a cabo dicho diseño se ha realizado un estudio teórico de los pulsioxímetros comercializados actualmente, sus componentes y sensores, para determinar así los que mejor se adaptan a nuestras especificaciones. A partir de estos datos, y con una base teórica previa, se ha desarrollado un primer prototipo mediante un entorno de desarrollo software libre, el compilador online Mbed para la plataforma Tiny-BLE comercializada por Seeed Studio, que será uno de los recursos que nos permitirá reducir el coste del dispositivo.

Palabras clave: monitorización, saturación de oxígeno, ritmo cardíaco, bluetooth.

Abstract

The design of a low cost pulse oximeter with bluetooth output proposed in this End of Degree Project has been done with the aim of easing the process of continuous and instantaneous monitoring of peripheral capillary oxygen saturation (SpO₂) in arterial blood and heart rate.

Developed in the 1970s, pulse oximetry prompted oxygen saturation to be considered the fifth vital sign with heart rate, blood pressure, temperature and respiratory rate. Until then, a patient's oxygen level could only be determined by an invasive test, in which they evaluated the gases present in arterial blood.

The purpose of this project is the design and implementation of a low cost device to measure, using a non-invasive and real-time method, two of the five vital signs (heart rate and oxygen saturation). With the goal to design the pulse oximeter, a theoretical study has been carried out about marketed pulse oximeters. From this data, and with a previous theoretical basis, a first prototype has been developed through a free software development environment, the Mbed online compiler, for the Tiny-BLE platform marketed by Seeed Studio, which will be one of the resources that will allow us to reduce the cost of the device.

Keywords: monitoring, oxygen saturation, heart rate.

Índice general

Resumen	vii
1 Introducción	1
1.1 Historia y Antecedentes	1
1.2 Objetivos	4
1.3 Estructura de la memoria	5
2 Fundamentos fisiológicos	7
2.1 El oxígeno	7
2.2 La sangre	7
2.2.1 Composición de la sangre	8
2.2.2 Volumen sanguíneo	9
2.2.3 Funciones principales	10
2.2.4 Suministro de oxígeno al cuerpo	10
2.3 Hemoglobina	11
2.3.1 Estructura de la hemoglobina	11
2.3.2 Función de la hemoglobina	12
2.3.3 Tipos de hemoglobina	12
2.4 Pulso Cardíaco	14
2.4.1 Pulso arterial	15
2.5 Gasometría Arterial	15
2.5.1 Ventajas de la pulsioximetría frente a la gasometría	16
2.5.2 Desventajas de la pulsioximetría frente a la gasometría:	16
2.6 Pulsioximetría	16
2.6.1 Tipos Pulsioxímetros	17
2.6.2 Interpretación clínica de la pulsioximetría	18
2.6.3 Limitaciones de la pulsioximetría	19

2.7	Pulsioxímetros comercializados	20
3	Fundamentos científicos y tecnológicos	21
3.1	Ley Beer-Lambert	21
3.2	Características ópticas de la piel y el tejido	23
3.3	Medida pulsátil	23
3.4	Cálculo saturación de oxígeno.	24
3.5	Curva de calibración.	25
4	Diseño hardware del prototipo	27
4.1	Emisores Ópticos	28
4.2	Receptor óptico	30
4.3	Circuito acondicionador de la señal	32
4.4	Fabricación del prototipo	35
4.4.1	Emisores	36
4.4.2	Sensor	36
4.4.3	Acondicionamiento	37
4.5	Microcontrolador nRF51822	39
5	Desarrollo software	41
5.1	Procesado de las señales	41
5.1.1	Digitalización de la señal	41
5.1.2	Calculo de la frecuencia cardíaca	42
5.1.3	Cálculo de la saturación de oxígeno	44
6	Puebas y validación del prototipo	47
6.1	Verificación de funcionamiento	47
6.2	Validación del prototipo	48
7	Conclusiones y líneas futuras	51
7.1	Líneas futuras	52
	Bibliografía	55
	Lista de Acrónimos y Abreviaturas	59
	ANEXO I: Esquemáticos PCB	61

ANEXO II: Archivos gerber fabricación placas.	65
ANEXO III: Código para el cálculo de BMP.	73
ANEXO IV: Código para el cálculo de SpO2.	77
ANEXO V: Presupuesto	83

Índice de figuras

1.1	Primer oxímetro, propuesto por Ludwing Nicolai [13, Nicolai]	2
1.2	Proyecciones de población 2012-2052 [17, INE]	4
2.1	Componentes de la sangre [20]	8
2.2	Cálculo de volemia de Gilcher [27, Zamudio]	9
2.3	Estructura de la hemoglobina, cuatro subunidades [5, Belda]	11
2.4	Función de la hemoglobina	12
2.5	Espectros de absorción de la hemoglobina. [15, Pedraza]	13
2.6	Conducción eléctrica del corazón [19, Ventosinos]	14
2.7	Valores habituales de pulso cardíaco [26]	14
2.8	Principios de funcionamiento de la pulsioximetría por transmisión [23]	17
2.9	Pulsioxímetro de dedo.	17
2.10	Pulsioxímetro portátil.	17
2.11	Pulsioxímetro de muñeca.	18
2.12	Actuación según porcentaje de saturación.[10, Leon]	18
3.1	Diagrama de la absorción de un haz de luz atravesando un prisma de tamaño l.	22
3.2	Procesos de interacción de la luz con un tejido biológico. [10, Leon]	23
3.3	Componentes pulsátil (AC) y no pulsátil (DC).[11, Serrano]	24
4.1	Diagrama bloques hardware [Elaboración propia]	27
4.2	Espectro de emisión LTL-4266N	28
4.3	Dimensiones LTL-4266N	29
4.4	Espectro de emisión WP710A10F3BT	29
4.5	Dimensiones WP710A10F3BT	30
4.6	Sensibilidad espectral WP710A10F3BT	31
4.7	Conmutador TS5A1066	33

4.8	Filtro paso banda con dos circuitos RC (paso bajo y paso alto).	34
4.9	Etapa amplificadora.	34
4.10	Circuito acondicionamiento completo, incluyendo etapa de conversión a tensión de la señal del fotodetector, filtrado, y amplificación	35
4.11	Acondicionamiento separado de ambas señales. [12]	35
4.12	Esquemático placa LEDs [Elaboración propia].	36
4.13	Esquemático placa sensor.[Elaboración propia].	36
4.14	Esquemático placa acondicionamiento [Elaboración propia].	37
4.15	PCB prototipo [Elaboración propia].	37
4.16	Visión 3D de las placas diseñadas	38
4.17	Resultado fabricación placas	38
4.18	Conexión de las placas fabricadas y el microcontrolador	38
4.19	Placa de desarrollo Tiny BLE. [24, SeeedStudio].	39
4.20	Estructura modular placa de desarrollo Tiny BLE.[24, SeeedStudio] . .	40
5.1	Conexión del sistema al PC.	41
5.2	Señal pulsátil digitalizada por la Tiny-BLE (ambos LEDs encendidos) [Elaboración propia].	42
5.3	Puntos para el calculo de un periodo.[Elaboración propia]	43
5.4	Visualización en el terminal serie de Tera Term BPM [Elaboración propia].	43
5.5	Curva de calibración Lambert-Beer	45
5.6	Visualización en el terminal serie de Tera Term SpO ₂ [Elaboración propia]	46
6.1	Señal digitalizada tras las modificaciones aplicadas al diseño inicial. . .	48
6.2	App utilizada para comparar las muestras del prototipo	48
6.3	Prueba 1	49
6.4	Prueba 2	49
6.5	Prueba 3	50
6.6	Prueba 4	50

1 Introducción

1.1 Historia y Antecedentes

El origen histórico de la determinación transcutánea de gases se remonta a finales del siglo XIX, cuando investigadores de diferentes disciplinas (tales como la física, fisiología, mecánica de fluidos, modelos experimentales), empezaron, en 1887, a estudiar la microcirculación sanguínea. Ellos establecieron por primera vez, en laboratorios de física y química, los métodos electromecánicos actuales para la determinación de oxígeno (O_2), anhídrido carbónico (CO_2) y la concentración de ión hidrógeno en la sangre. [7, Canales]

Diversos estudios de ingeniería industrial, elasticidad y botánica, dieron lugar a nuevos métodos de investigación y a nuevos conocimientos sobre la determinación de la presión transcutánea de oxígeno. En 1851, Joseph von Gerlach estudió la capacidad de nutrición y respiración de la piel analizando el comportamiento de los capilares dérmicos y su flujo sanguíneo. [7, Canales]

Este trabajo es considerado el comienzo histórico de la determinación transcutánea de gases. En 1876, Karl von Vierordt mostró que existía cambios en la luz roja que penetraba en la mano de un paciente después de colocar un torniquete al mismo. Esta experiencia sería el origen del primer oxímetro, desarrollado por Ludwing Nicolai en 1930. El dispositivo incluía una lámpara de vapor de mercurio, un filtro, luz azul-verde, un tubo fotoemisor, y un sistema amplificador. (Ver figura 1.1)

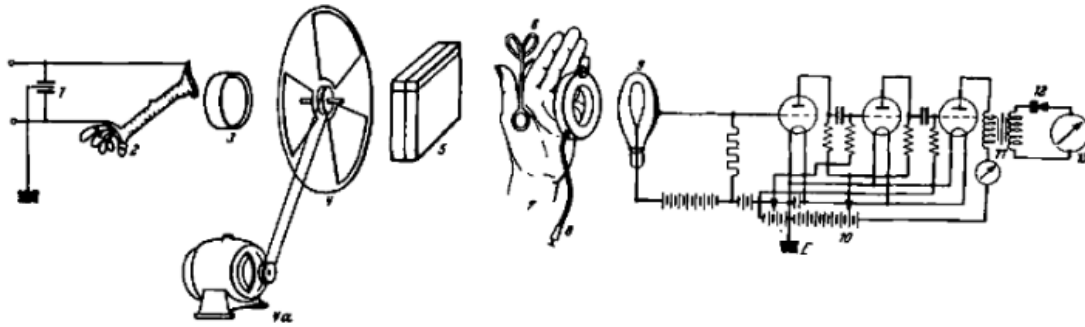


Figura 1.1: Primer oxímetro, propuesto por Ludwing Nicolai [13, Nicolai]

Un estudiante de Nicolai, Kurt Kramer, desarrolló en 1934 el primer instrumento para la monitorización continua de saturación de oxígeno de sangre arterial mediante el contacto con vasos sanguíneos, siguiendo el método de cubeta in vitro. Un año más tarde (1935), Karl Matthes describió el primer oxímetro de oreja no invasivo para mediciones de la saturación arterial de oxígeno utilizando transiluminación y analizando la absorción de la luz. Este primer dispositivo medirá la saturación de oxígeno usando longitudes de onda obtenidas con filtros rojos y verde-azul, que serían posteriormente cambiados por filtros rojos e infrarrojos. Este fue el primer dispositivo para la medición de la saturación de oxígeno. Sin embargo no pudo ser aplicado ampliamente en la clínica, dado que presentaba dificultades prácticas difíciles de resolver, siendo muy complicada su calibración. Además, ofrecía en muchas ocasiones una pobre correlación con las medidas directas de la saturación arterial de oxígeno.[7, Canales]

Tras varios años de intentos, en 1942 Glenn Millikan desarrolla un oxímetro que era capaz de comprobar los cambios de la saturación de oxígeno en la sangre. Millikan empleará por primera vez el término ‘oxímetro’, y desarrollará un primer aparato ‘portable’, que se empleó en la II Guerra Mundial como elemento en el entrenamiento de los pilotos.

En 1949, Earl Wood consigue medir la saturación arterial de oxígeno en valores absolutos, añadiendo una cápsula a presión para exprimir la sangre fuera de la oreja y así obtener la puesta en cero, en un esfuerzo por obtener la saturación absoluta de oxígeno cuando la sangre era readmitida. El concepto era similar al pulsioxímetro actual pero era difícil de implementar debido a las fotoceldas y fuentes de luz inestables que se utilizaban entonces. Este método no fue usado clínicamente. Poco después, en 1951, se

consiguen las primeras mediciones de gases respiratorios transcutáneos a través de la piel en humanos de manera no invasiva.[7, Canales]

En los años siguientes, hasta la década de los 70, se probaron y desarrollaron múltiples métodos (electrodo cubierto de polietileno, pantalla oxigenadora, método burbuja de Riley...), que se descartaron porque daban problemas de difusión. La pulsioximetría como se conoce actualmente fue desarrollada en 1974, por Takuo Aoyagi y Michio Kishi, bioingenieros de Nihon Kohden, usando la relación de absorción de luz roja a infrarroja de componentes pulsantes en el sitio de medición. Un cirujano, Susumu Nakajima, y sus asociados probaron por primera vez el dispositivo en pacientes, procedimiento documentado en 1975. Este dispositivo fue comercializado por Biox en 1981, y por Nellcor en 1983. [18, Severinghaus]

Este descubrimiento revolucionó el mundo de los quirófanos, ya que antes de él la oxigenación de un paciente sólo podía ser medida por medio del estudio de los gases presentes en la sangre arterial, a través de un único punto de medición. Este proceso de medida tomaba algunos minutos de proceso en un laboratorio. Es importante tener en cuenta que, en ausencia de oxigenación, los daños cerebrales comienzan en 5 minutos, con muerte cerebral posterior en los 10 a 15 minutos siguientes. Con este avance se pudo llevar a cabo un seguimiento no invasivo de la oxigenación del paciente para así poder evitar estos problemas.

El uso del pulsioxímetro se extendió rápidamente en el hospital. Primero en el quirófano y posteriormente en las salas de recuperación y unidades de cuidados intensivos. Finalmente, en el año 2009 fue desarrollado el primer dispositivo para la pulsioximetría que utilizaba la yema del dedo con conectividad bluetooth, permitiendo así monitorizar el pulso y los niveles de saturación en los pacientes. Este dispositivo permite que las personas puedan comprobar su estado a través de registros online y supone un paso más en el despliegue de los sistemas de telemedicina para el hogar. [7, Canales]

1.2 Objetivos

Actualmente la pirámide de población española se ha invertido. Según el INE (Instituto Nacional de Estadística) en el año 2052 habrá un 10 por ciento menos de habitantes y un 37 por ciento de la población será mayor de 64 años. Estos datos ponen en relieve la importancia de la monitorización y el tratamiento de enfermedades respiratorias y cardiovasculares, ya que éstas son las enfermedades más comunes en la población de avanzada edad [17, INE] (Ver figura 1.2)

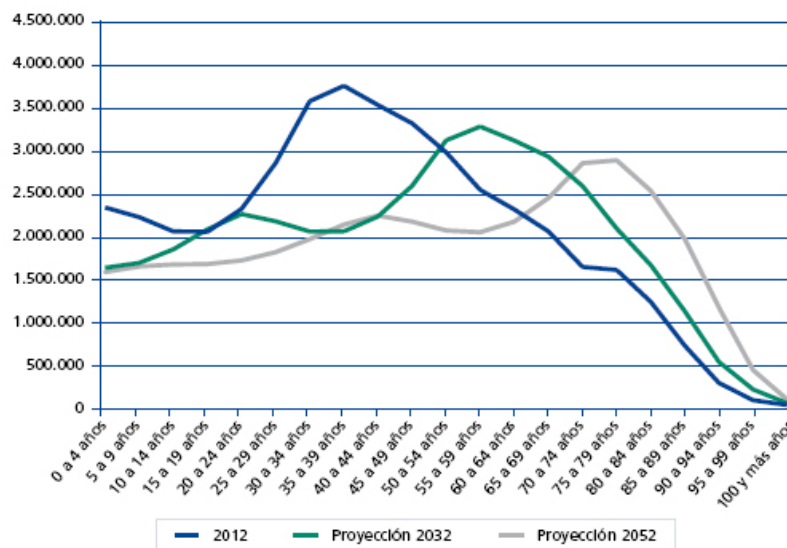


Figura 1.2: Proyecciones de población 2012-2052 [17, INE]

Estas enfermedades necesitan de un control constante de los cinco signos vitales (presión arterial, saturación de oxígeno en sangre, frecuencia respiratoria, temperatura, y frecuencia cardiaca). Con la meta de permitir la automonitorización de dos de dichas señales biológicas, de la manera más cómoda y menos invasiva posible, se ha desarrollado este proyecto.

El objetivo principal de este Trabajo de Fin de Grado será, por tanto, el diseño de un oxímetro de pulso de bajo coste y salida bluetooth. Para conseguir cumplir este objetivo se deberán emplear los conocimientos adquiridos en el grado de Ingeniería de la Salud con mención en Ingeniería Biomédica.

Este objetivo principal se puede dividir en una serie de subobjetivos:

- En primer lugar se deberá analizar el funcionamiento fisiológico del cuerpo para adquirir la señal de oximetría. Una vez conocido el ámbito de trabajo será necesario analizar los requisitos, tanto funcionales como no funcionales, que debe cumplir el dispositivo.
- En segundo lugar, y una vez determinados los requisitos, se deberá decidir el método de trabajo, tras haber estudiado las ventajas y desventajas de las distintas vías por las que obtener la medida. En este caso deberemos tener en cuenta la seguridad del instrumento y que sea lo menos invasivo posible.
- Tras haber estudiado el entorno de trabajo del dispositivo, y el procedimiento más adecuado por el que obtener la medida, procederemos a implementar nuestra propuesta. Para ello deberemos trazar el esquemático, diseñar la placa de circuito impreso, adquirir los componentes necesarios para montar el diseño, y soldar el circuito. Por último, y con el diseño ya montado, debemos programar el dispositivo para la visualización y control de los parámetros obtenidos.

1.3 Estructura de la memoria

Para llevar a cabo el objetivo principal comentado en el punto anterior y cada uno de los subobjetivos mencionados se ha dividido el proyecto en los siguientes capítulos:

- Capítulo 1: Introducción. Se trata la importancia de la monitorización de los cinco signos vitales y, en concreto, del pulso cardíaco y la saturación de oxígeno en sangre. Además se plantea el incremento de relevancia que tendrá dicho seguimiento en el futuro por la evolución de la población.
- Capítulo 2: Fundamentos médicos. Se explican los fundamentos teóricos de la pulsioximetría en relación a la medicina.
- Capítulo 3: Fundamentos científicos y tecnológicos. En el tercer capítulo se explican los fundamentos de la pulsioximetría, pero esta vez desde el punto de vista técnico. Se presentan los métodos de cálculo de la saturación de oxígeno en sangre.

- Capítulo 4: Diseño hardware del prototipo Entrando en profundidad en nuestro proyecto, en este capítulo se detallan los materiales que hemos utilizado para nuestro dispositivo, además del diseño y prototipo.
- Capítulo 5: Desarrollo software. Una vez que tenemos el prototipo y el diseño de nuestro dispositivo, pasamos a la fabricación del mismo e implementación del software del producto.
- Capítulo 6: Puebas y validación del prototipo. En este capítulo con el dispositivo ya fabricado realizamos las verificaciones del funcionamiento de las placas fabricadas y pruebas de validación del código.
- Capítulo 7: Conclusiones. En este capítulo final se muestran las conclusiones obtenidas en el proyecto, además de las posibles líneas futuras de ampliación del trabajo.

Todos y cada uno de estos capítulos han sido trabajados de manera conjunta y serán expuestos a continuación.

2 Fundamentos fisiológicos

2.1 El oxígeno

El oxígeno es un gas incoloro (en estado líquido y sólido toma un color azul pálido), inoloro e insípido, que integra el grupo de los anfígenos de la tabla periódica y que, siendo un no metal, se caracteriza especialmente por su alta reactividad.

Como gas, es más pesado que el aire, y constituye una quinta parte de éste en su forma molecular O_2 . También forma parte del agua, de los óxidos, de casi todos los ácidos y sustancias orgánicas, y está presente en nuestro cuerpo y en todos los seres vivos. Resulta esencial para la respiración de especies animales y vegetales (fotosíntesis), y en la generación del dióxido de carbono (CO_2). Es muy reactivo, y activa los procesos de combustión. Reunido en una composición de tres átomos (O_3) es conocido como ozono, el gas que constituye la ozonósfera, capa atmosférica vital para protegernos de las radiaciones ultravioletas del sol. [1, Valencia]

2.2 La sangre

La sangre es un tejido conectivo líquido, que circula por capilares, venas y arterias de todos los vertebrados. Su color rojo característico es debido a la presencia del pigmento hemoglobínico contenido en los glóbulos rojos. Transporta oxígeno, alimentos y productos de desecho. [9, Izaguirre]

2.2.1 Composición de la sangre

La sangre consta de una parte líquida, el plasma sanguíneo (55%), en el que se encuentran elementos formes (las células sanguíneas 45%) en suspensión. La sangre es de color rojo debido a la presencia de hemoglobina en los hematíes. Su viscosidad y su densidad están relacionadas con la cantidad de hematíes y su presión osmótica, sobre todo, con su contenido en proteínas. Su pH se encuentra entre 7.35- 7.45.

El plasma sanguíneo es un líquido amarillento claro constituido por un 95% de agua y el 5% restante por diversas sustancias en solución y suspensión. Estas sustancias incluyen: iones minerales (sodio, potasio, calcio, cloro...), pequeñas moléculas orgánicas (aminoácidos, ácidos grasos, y glucosa) y proteínas plasmáticas (albúminas, fibrinógeno...). En condiciones normales, las proteínas del plasma constituyen el 7-9% del plasma (6-8 g/100 ml), destacando tres grandes grupos de proteínas: albúminas, globulinas, y factores de la coagulación como el fibrinógeno y la protrombina. [2, Agustino]

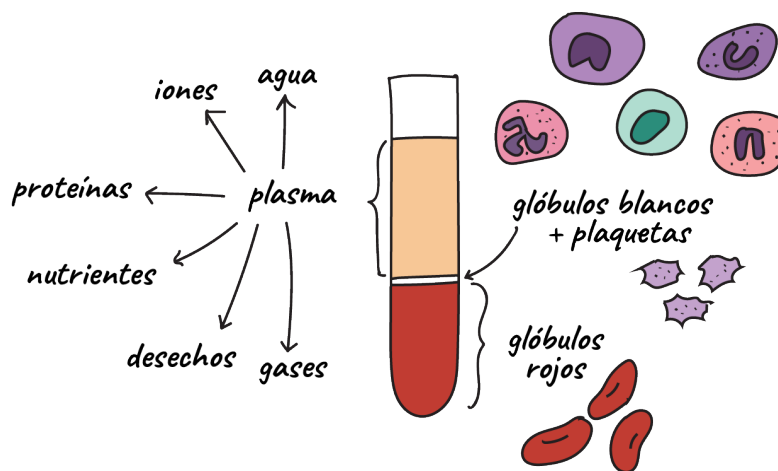


Figura 2.1: Componentes de la sangre [20]

Existen tres tipos principales de células en la sangre:

- Glóbulos rojos o eritrocitos o hematíes.
- Glóbulos blancos o leucocitos: Granulocitos o leucocitos granulares (neutrófilos, eosinófilos y basófilos).
- Plaquetas o trombocitos.

2.2.2 Volumen sanguíneo

El volumen que ocupan las células y el plasma en el sistema vascular se conoce como volumen sanguíneo. Éste difiere por las condiciones de edad, sexo, peso y estatura. En un adulto, éste es aproximadamente un 7% de su peso corporal o 70 ml/kg. En cambio, puesto que los niños tienen un alto contenido en agua, su volumen sanguíneo es en torno a un 8% del peso corporal o 80ml/kg. Este porcentaje es aún mayor en neonatos (85-90 ml/kg).

Existen varios métodos para el cálculo de dicho volumen. Entre ellos, el estudio del Dr. Samuel B. Nadler describe el estimado del volumen sanguíneo de un individuo de acuerdo con sexo, peso y talla. Esta fórmula es la más aceptada por diversas especialidades médicas y en la actualidad es el algoritmo que utilizan algunas máquinas de aféresis para calcular la volemia. [27, Zamudio] Existe otro método para calcular el volumen sanguíneo: la Tabla de Gilcher.

Cuadro I. Cálculo de volemia de Gilcher.				
Complexión	Musculoso	Normal	Delgado	Obeso
Hombre	75 mL/kg	70 mL/kg	65 mL/kg	60 mL/kg
Mujer	70 mL/kg	65 mL/kg	60 mL/kg	55 mL/kg

Figura 2.2: Cálculo de volemia de Gilcher [27, Zamudio]

Este método se basa en la complexión corporal del individuo. Aunque es un cálculo subjetivo (la clasificación se estima en función de una medida de la complexión, apreciada por el experto), puede ser una guía para hacer un estimado general de la volemia de esa persona (Ver figura 2.2).

2.2.3 Funciones principales

Las funciones principales de la sangre son [27, Zamudio]:

- Transporta el oxígeno y sustancias alimenticias captadas en los sistemas digestivos y respiratorios, para luego ser liberados en las células de todo el cuerpo. Lleva el CO_2 desde las células hasta los pulmones para proceder a su eliminación, y recoge los desechos de las células para dejarlos en el órganos excretores. Además capta hormonas y las deposita en sus órganos blancos, transportando también enzimas, sustancias amortiguadoras y otras sustancias bioquímicas.
- Regula el PH mediante las sustancias amortiguadoras. Además regula la temperatura corporal ya que puede absorber grandes cantidades de calor sin que aumente mucho su temperatura, y luego transferir esa energía calorífica absorbida desde el interior del cuerpo hasta la superficie en donde se disipa fácilmente. Mediante la presión osmótica, regula el contenido de agua de las células por la interacción de los iones y proteínas disueltas.
- Protege mediante la coagulación, evitando una pérdida excesiva de sangre cuando se produce la rotura de un vaso. Pero también de enfermedades a través de la fagocitosis de sustancias nocivas y la producción de anticuerpos.

2.2.4 Suministro de oxígeno al cuerpo

Una de las funciones fisiológicas más importantes de la sangre es la de asegurar un suministro de oxígeno constante en los tejidos y órganos del cuerpo, con el objetivo de que se pueda mantener la vida. Para alcanzar esto se tienen que suceder los cuatro siguientes pasos:

- Transferencia de oxígeno desde los pulmones al plasma sanguíneo.
- Almacenamiento del oxígeno en la molécula de hemoglobina de los glóbulos rojos.
- Transporte de oxígeno a los tejidos del cuerpo a través de la circulación.
- Liberación del oxígeno desde la sangre a los tejidos, donde puede ser utilizado.

2.3 Hemoglobina

La hemoglobina es una proteína presente en los glóbulos rojos. Es la responsable de la pigmentación que presentan estas células del sistema sanguíneo. La hemoglobina permite el transporte del oxígeno desde los pulmones a todos los tejidos del organismo y sobre todo al sistema respiratorio. Además, regula el Ph de la sangre y recauda el dióxido de carbono para enviarlo a los pulmones. Esta proteína nace en la médula ósea. [8, Vizcaino]

2.3.1 Estructura de la hemoglobina

La hemoglobina tiene una estructura cuaternaria, que le confiere las propiedades necesarias para realizar su función de transporte del oxígeno. Cada una de las cuatro subunidades que la forman está formada por un anillo férrico rodeado de una cadena peptídica. Como muestra la Figura 2.3, en la hemoglobina normal de un adulto, dos de estas cadenas son de tipo alfa (α) y dos de tipo beta (β). [5, Belda]

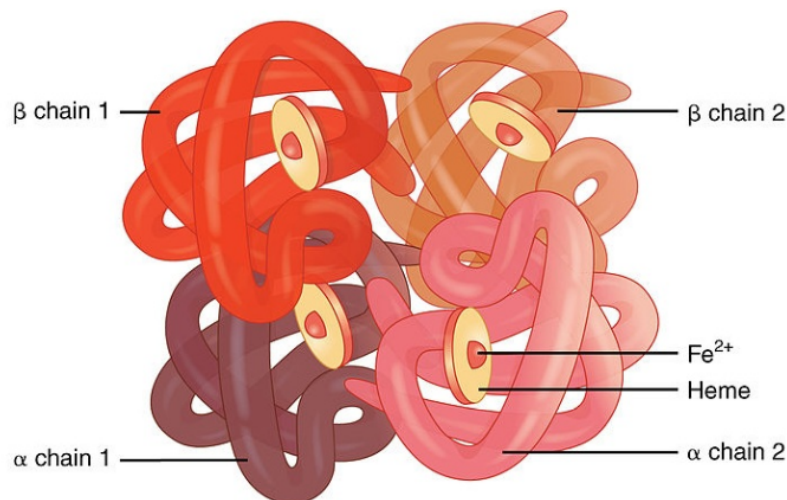


Figura 2.3: Estructura de la hemoglobina, cuatro subunidades [5, Belda]

Dado que cada subunidad puede unirse de forma reversible con una molécula de oxígeno, cada molécula de hemoglobina puede combinarse con cuatro moléculas de oxígeno como máximo. La hemoglobina usualmente se mide en gramos por decilitro (g/dl) o en gramos por mililitro (g/ 100ml) de sangre. En adultos del sexo masculino el nivel típico es de aproximadamente de 14 g/dl y en mujeres de 13 g/dl.

2.3.2 Función de la hemoglobina

Su función más importante es el transporte de oxígeno (O_2), desde los pulmones hasta los tejidos de todo el cuerpo. También transporta el dióxido de carbono (CO_2), la mayor parte del cual se encuentra disuelto en el plasma sanguíneo.

Cuando se encuentra con el oxígeno forma un compuesto llamado oxihemoglobina (HbO_2) que lleva el oxígeno hasta los tejidos. Ahí en los tejidos se vuelca a la sangre otro gas, el dióxido de carbono, que en parte se combina con la hemoglobina y forma carboxihemoglobina ($COHb$).

Cuando este compuesto llega a los pulmones se desdobla, el dióxido de carbono se expulsa y vuelve a formarse oxihemoglobina. [6, Bencomo]

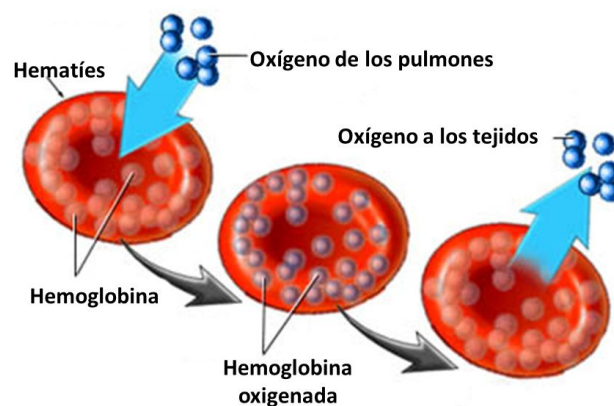


Figura 2.4: Función de la hemoglobina

[6, Bencomo]

2.3.3 Tipos de hemoglobina

Según su capacidad de absorber el haz de luz de una determinada longitud de onda (Ver figura 2.5), se puede clasificar la hemoglobina en dos tipos [14, Ordoñez]

- Funcionales: son las más abundantes en la sangre, por lo que son las aceptadas para el método de oximetría de pulso (Oxihemoglobina HbO_2 y Deoxihemoglobina HHb).
- Disfuncionales: son aquellas que presentan otro tipo de comportamiento no fisio-

lógico cuando interactúan con el oxígeno (Carboxihemoglobina COHb y Metahemoglobina MetHb).

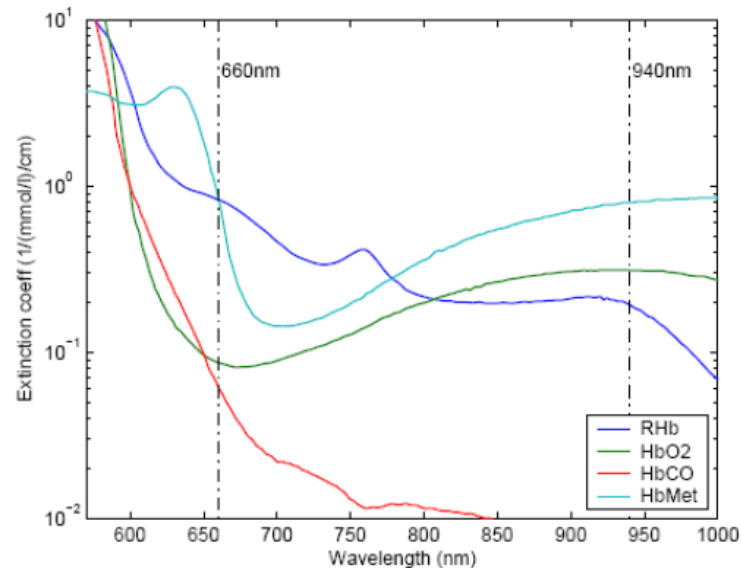


Figura 2. Coeficientes de extinción de diferentes tipos de hemoglobina.

Figura 2.5: Espectros de absorción de la hemoglobina. [15, Pedraza]

Puesto que las de interés en este proyecto son las proteínas funcionales, vamos a profundizar un poco más en cada una de ellas [14, Ordoñez]:

- Oxihemoglobina (HbO₂): También es denominada hemoglobina oxigenada. Se da cuando la hemoglobina está unida al oxígeno y es, fundamentalmente, la que transporta el O₂ hasta los tejidos, dando aspecto rojo característico de la sangre arterial.
- Deoxihemoglobina (HHb): También denominada hemoglobina desoxigenada o hemoglobina reducida. Se da cuando pierde el oxígeno, es decir, aquella que no está saturada en su totalidad. Presenta un color azul oscuro, encontrándose fundamentalmente en la sangre venosa.

2.4 Pulso Cardíaco

El pulso cardíaco, o frecuencia cardíaca, es el número de contracciones del corazón o pulsaciones por unidad de tiempo. El corazón, mostrado en la Figura 2.6, es un músculo miogénico, es decir, se excita a sí mismo, con contracciones rítmicas que se producen espontáneamente. El impulso eléctrico que produce la secuencia de contracciones se inicia en la pared superior de la aurícula derecha. Esta corriente, que es del orden de un microamperio, se transmite a lo largo de las aurículas y pasa a los ventrículos [19, Ventosinos].

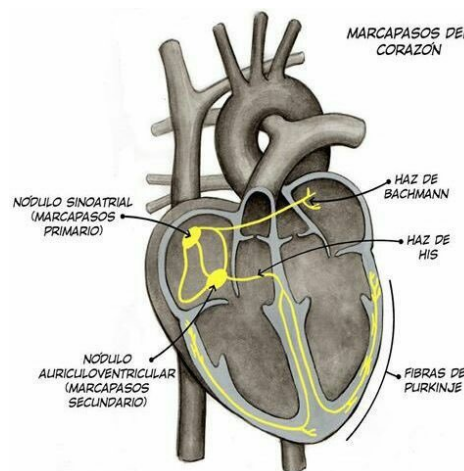


Figura 2.6: Conducción eléctrica del corazón [19, Ventosinos]

En condiciones normales, genera un impulso eléctrico cada vez que el corazón late: entre 60 y 190 veces por minuto en función de la edad del individuo y de su grado de actividad (ver Cuadro en la Figura 2.7). Debido a este estímulo la sangre se comporta como un flujo pulsátil, lo que permite que se realice la medición usando el pulsioxímetro.

HOMBRES: VALORES DE REFERENCIA PULSACIONES EN REPOSO POR MINUTO				
EDAD (AÑOS)	INADECUADO (PPM)	NORMAL (PPM)	BUENO (PPM)	EXCELENTE (PPM)
20 - 29	86 o más	70 - 84	62 - 68	60 o menos
30 - 39	86 o más	72 - 84	64 - 70	62 o menos
40 - 49	90 o más	74 - 88	66 - 72	64 o menos
50 o más	90 o más	76 - 88	68 - 74	66 o menos

MUJERES: VALORES DE REFERENCIA PULSACIONES EN REPOSO POR MINUTO				
EDAD (AÑOS)	INADECUADO (PPM)	NORMAL (PPM)	BUENO (PPM)	EXCELENTE (PPM)
20 - 29	96 o más	78 - 94	72 - 76	70 o menos
30 - 39	98 o más	80 - 96	72 - 78	70 o menos
40 - 49	100 o más	80 - 98	74 - 78	72 o menos
50 o más	104 o más	84 - 102	76 - 82	74 o menos

Figura 2.7: Valores habituales de pulso cardíaco [26]

2.4.1 Pulso arterial

Se conoce como pulso arterial la percusión (el latido) que se genera cuando la sangre, bombeada por el corazón, circula por las arterias y riega todo el cuerpo a través de la red de capilares. Cada bombeo impulsa la circulación sanguínea y, con ello, ensancha las arterias. El pulso arterial dependerá de las contracciones del ventrículo izquierdo. Pero también de la cantidad de sangre que sea eyectada en cada percusión, la frecuencia y ritmo con las que ocurran dichas percusiones. Como en cualquier sistema de irrigación, la onda de presión que recorre el sistema arterial dependerá también de cómo absorba esta presión la aorta y el resto de las principales arterias, así como de la resistencia arteriolar periférica.

El estudio del pulso arterial está presente prácticamente desde que existe la medicina clínica, y se basa no solo en la estimación de la frecuencia cardiaca (entre 60-90 pulsaciones por minuto para un adulto), sino también (desde que esto es posible) en el análisis de la forma de onda de dicho pulso. Dicho análisis puede ser usado para:

- Diagnóstico y reconocimiento temprano de arteriosclerosis, enfermedades vasculares crónicas agudas y disturbios circulatorios funcionales.
- Chequeo post operatorio tras operaciones quirúrgicas vasculares.
- Determinación del impacto farmacéutico en el sistema vascular.

2.5 Gasometría Arterial

Como se ha comentado en la Introducción, antes de que apareciera la pulsioximetría, la oxigenación de una persona sólo podía ser medida mediante la técnica invasiva de gasometría arterial. Esta técnica permite, mediante una muestra de sangre arterial, determinar el pH y las presiones parciales de oxígeno y dióxido de carbono.

La gasometría requiere tomar una serie de precauciones para obtener unos valores fiables: reposo del paciente de al menos 10 minutos, prohibición de tomar algunos medicamentos o fumar el día de la prueba, realizar la prueba a temperatura conocida y ambiental, etc. Además, los resultados de la gasometría pueden tardar varios minutos, tiempo que, como también se ha comentado en la Introducción, puede ser crítico en casos graves de falta de oxigenación. [12, Moreno]

2.5.1 Ventajas de la pulsioximetría frente a la gasometría

La pulsioximetría ofrece ciertas ventajas sobre la gasometría [12, Moreno]:

- Monitorización instantánea, continua y no invasiva.
- Fácil de utilizar.
- Fiable en el rango del 80% al 100% de saturación.
- Informa acerca de la frecuencia cardíaca y alerta sobre disminuciones en la perfusión de los tejidos.
- Técnica barata y con aparatos portátiles manejables. Asequible en atención primaria.

2.5.2 Desventajas de la pulsioximetría frente a la gasometría:

De mismo modo la pulsioximetría ofrece ciertas desventajas sobre la gasometría [12, Moreno]:

- La pulsioximetría no informa sobre el pH ni sobre la presión parcial de dióxido de carbono (PaCO_2).
- No puede detectar hiperoxemia ni hipoventilación
- Los enfermos críticos suelen tener mala perfusión periférica.

2.6 Pulsioximetría

La pulsioximetría es un método simple no invasivo, que permite la medición del porcentaje de hemoglobina saturada con oxígeno de manera periférica. Como solución más empleada, la técnica se basa en la emisión alterna de dos longitudes de onda específicas a través de la sangre, y un fotodiodo, ubicado diametralmente, para lograr captar la cantidad de luz que no es absorbida. Esta técnica, conocida como de transmisión, es sustituida en otros casos por una técnica de reflexión, en la que emisores y detector están en el mismo plano, y la luz medida es la reflejada por el tejido. [15, Pedraza]

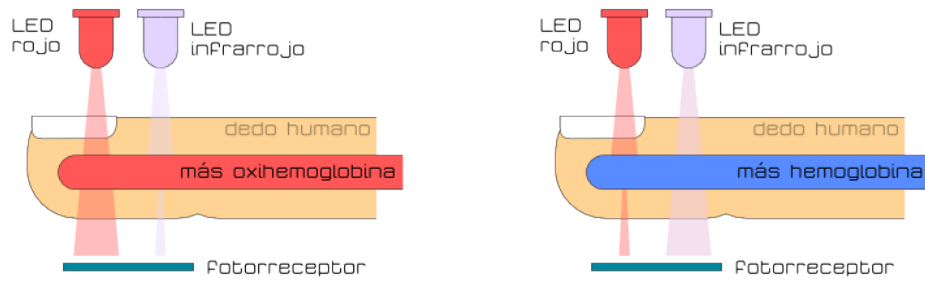


Figura 2.8: Principios de funcionamiento de la pulsioximetría por transmisión [23]

2.6.1 Tipos Pulsioxímetros

- Pulsioxímetro de dedo: Es el tipo de pulsioxímetro más usado en los hogares, ya que proveen la lectura de la saturación de oxígeno y el pulso con tan solo colocarlos en la punta de cualquier dedo de la mano. Usualmente funciona con baterías y es muy práctico, ya que puede llevarse de un lado a otro con facilidad.[25]



Figura 2.9: Pulsioxímetro de dedo.

- Pulsioxímetro portátil: Usualmente es un equipo más sofisticado y su uso es más común en hospitales. El dispositivo está formado por un sensor que se coloca en el dedo pero que se conecta a un aparato portátil, que es el que arroja los resultados del análisis.[25]



Figura 2.10: Pulsioxímetro portátil.

- Pulsioxímetro de muñeca: También provee de una lectura precisa, colocándose el sensor alrededor de la muñeca, como si fuera un reloj. Es bastante útil para las personas que no están cómodas con un sensor en el dedo durante un tiempo prolongado.[25]



Figura 2.11: Pulsioxímetro de muñeca.

2.6.2 Interpretación clínica de la pulsioximetría

Los valores tomados mediante pulsioximetría que pueden generar una situación de alarma son aquellos inferiores al 95% (inferiores al 90 o 92% cuando existe patología pulmonar crónica previa), que indicarían que estos pacientes deben recibir tratamiento inmediato. La Figura 2.12 muestra los niveles de actuación en función del porcentaje de saturación. [10, Leon]

Actuación según % de Saturación	
% Saturación	Actuación
>95%	No actuación inmediata.
95-90%	Tratamiento inmediato y monitorización de la respuesta al mismo, según ésta, valorar derivación al hospital. Los pacientes con enfermedad respiratoria crónica toleran bien saturación en torno a estos valores.
<90%	Enfermo grave. Hipoxia severa. Oxigenoterapia + tratamiento y traslado al hospital.
<80%	Valorar intubación y ventilación mecánica.
En niños con <92%: Remitir al hospital aunque presenten mejoría maniobras iniciales, por ser más incierta su respuesta al tratamiento.	

Figura 2.12: Actuación según porcentaje de saturación.[10, Leon]

2.6.3 Limitaciones de la pulsioximetría

A pesar de los avances tecnológicos que se han producido en los últimos años, los pulsioxímetros tienen ciertas limitaciones que pueden afectar a la exactitud de las mediciones.

Los equipos de oximetría de pulso son fiables cuando los valores están por encima del 80% de saturación de oxígeno. Cuando está por debajo de este valor, el equipo es propenso a errores. También hay que tomar los valores con cautela cuando se dan específicos problemas de salud, determinadas situaciones de iluminación, contrastes e interferencias, entre otros. [16, Raymundo]

- **Movimiento:** El error inducido en la medición, producto de los movimientos del paciente, puede conducir a un ajuste excesivo e innecesario del oxígeno inspirado. Este factor puede aumentar cuando las medidas son tomadas en lactantes y neonatos, o cuando se trata de una medición en el traslado intra-hospitalario de un paciente (terrestre, aéreo...).
- **Interferencias:** Casi todos los oxímetros tienen una exactitud de $\pm 3\%$ cuando la SpO_2 supera el 70%. Por tanto, los oxímetros pueden sobreestimar la SpO_2 , es decir, proporcionar cifras de lectura mayores a las reales. Pero también se ha documentado el caso contrario, esto es, proporcionar cifras inferiores a las reales.
- **Presencia de otras hemoglobinas:** Para niveles altos de HbCO y HbMet se pueden hacer mediciones erróneas, ya que absorben longitudes de onda similares a la hemoglobina oxigenada. Para este tipo de situaciones se suele hacer uso de otro tipo de dispositivos, como es el caso del cooxímetro.

La carboxihemoglobina presentará valores elevados en pacientes que sufren quemaduras. Lo mismo sucede en los que sufren intoxicación por CO. Dado que la carboxihemoglobina tiene casi la misma absorbancia que la oxihemoglobina en 660 nm, su presencia puede engañar la medida y sobreestimar las lecturas de la SpO_2 .

La metahemoglobina es una fracción no funcional de la hemoglobina, que le da a la sangre una tonalidad color chocolate. Su absorbancia es de 660 a 940 nm, por lo que puede interferir en el rojo e infrarrojo. La acción de este tipo de hemoglobina está presente en los pacientes de forma hereditaria o por acción de fármacos

que producen metahemoglobina (prilocaína, benzocaína...). La SpO₂ disminuye menos de 85%.

- Esmalte de uñas: El esmalte de uñas, especialmente si presenta colores rojo, negro y/o verde, pueden causar errores en la lectura de la SpO₂ debido a que alteran la absorbancia lumínica, e interfieren con las dos longitudes de onda del rojo e infrarrojo.
- Pigmentación de la piel: Se puede sobreestimar la relación entre SpO₂ y SaO₂ durante la hipoxia en personas de tez oscura. Se ha documentado un margen de error de ± 3 y $\pm 5\%$ en pacientes de piel negra. Por ello es importante tomar en cuenta las mediciones que se dan en pacientes con este tipo de color de piel.
- Luz ambiental: Fuentes de luz ambiental intensas, tales como la lámpara del quirófano o la fototerapia, pueden interferir en la exactitud de la medición de SpO₂. Este problema se ha reducido mediante la aplicación de nuevas tecnologías. Una de ellas se basa en la generación de periodos oscuros, es decir, instantes de tiempo en los cuales ambos LED se encuentran apagados. De este modo, el fotodiodo sensa la iluminación ambiente y compensa las perturbaciones.

2.7 Pulsioxímetros comercializados

Existe una amplia gama de pulsioxímetros comercializados con diferentes características y precios. La principal diferencia entre los dispositivos a comparar en la siguiente tabla es la existencia de transmisión de datos a un PC o smartphone mediante bluetooth ya que la placa de desarrollo utilizada (Tiny-BLE) nos permite esta funcionalidad.

Modelo	Precio	Bluetooth
Beurer PO 40	69,90	No
Beurer PO 60	99,00	Sí
Beurer PO 30	59,90	No
Beurer IPO 61-BT	53,45	Sí
Beurer PO-80	169,00	Sí
Mpow Oxímetro de Pulso	23,00	No
GHB Pulsímetro Oxímetro de Pulso	34,99	No
Medisana PM 150 Connect	89,99	Sí

3 Fundamentos científicos y tecnológicos

La pulsioximetría se fundamenta principalmente en dos principios: la espectrofotometría y la pletismografía. El primero de ellos define que la oxihemoglobina y la hemoglobina reducida tienen un nivel de absorción de luz roja e infrarroja diferente. El segundo principio establece que el volumen de sangre arterial, y la absorción de luz por dicho volumen, varían con el pulso arterial.

El método de la pulsioximetría se basa en la emisión alterna de dos longitudes de onda diferentes (roja e infrarroja), que son transmitidas por un emisor hasta un fotodetector a través de la sangre oxigenada, atravesando también otros tejidos como uñas, piel y hueso.

3.1 Ley Beer-Lambert

La ley de Beer-Lambert-Bouguer fue descubierta, de forma diferente e independiente, en primer lugar por el matemático y astrónomo francés Pierre Bouguer en 1729, por el filósofo y matemático alemán, Johann Heinrich Lambert en 1760, y, por último, por el físico y matemático también alemán, August Beer en el año 1852. Se puede decir que esta ley expresa un método matemático, que resume de que modo la materia absorbe la luz.

La ley de Beer-Lambert establece que la absorción total de un sistema de absorbentes es igual a la suma de sus índices de absorción independientes. En nuestro caso, este principio define que, ante una fuente de luz de intensidad constante y una concentración de hemoglobina dada, la saturación de oxígeno de la hemoglobina es una función logarítmica de la intensidad de la luz transmitida a través de la muestra de hemoglobina [22].

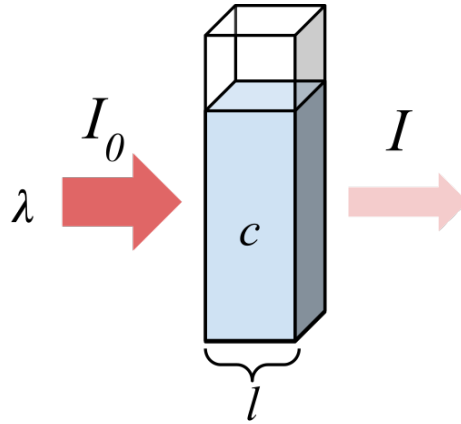


Figura 3.1: Diagrama de la absorción de un haz de luz atravesando un prisma de tamaño l .

En la oximetría de pulso se calcula el porcentaje de saturación de oxígeno utilizando la absorción de luz. La luz que emiten los dos diodos LED atraviesa el sensor y es recibida por el fotodetector. Cuando introducimos el dedo entre los emisores y el receptor, la luz tendrá que atravesarlo para alcanzar al detector. Una parte de la luz será absorbida por el dedo y otra parte llegará al fotodetector. La cantidad de luz que es absorbida por el dedo depende de tres propiedades [12, Moreno]:

- Concentración de la sustancia que absorbe la luz.
- La longitud de la trayectoria en la sustancia que absorbe la luz.
- La hemoglobina reducida y la oxihemoglobina absorben luz roja e infrarroja de forma diferente.

El fotodetector mide la cantidad de luz roja e infrarroja que pasa a través de los tejidos para determinar la cantidad de luz absorbida por la hemoglobina oxigenada y por la hemoglobina reducida. Cuando la proporción de HbO₂ aumenta en sangre, la absorción de luz roja disminuye mientras que la absorción de luz infrarroja aumenta. En nuestro prototipo, calculamos la proporción entre la absorción de la luz roja y la de la luz infrarroja (relación de absorción). Usando esta relación, se puede calcular la saturación de oxígeno [12, Moreno].

3.2 Características ópticas de la piel y el tejido

Cuando una luz láser interactúa con la piel hay cuatro posibles interacciones; Reflexión, esparcimiento, absorción y transmisión. [10, Leon]:



Figura 3.2: Procesos de interacción de la luz con un tejido biológico. [10, Leon]

Dependiendo de la concentración de algunos componentes biológicos, las propiedades de la piel se verán modificadas o tendrán coeficientes variables de refracción n , esparcimiento μ_b y absorción μ_a .

En la propagación óptica en materiales biológicos domina el esparcimiento sobre la reflexión, debido a que las estructuras celulares de las que están compuestos los tejidos no son homogéneas. Además los organulos y algunas células tienen un tamaño comparable al de la longitud de onda de la luz.

Cuando la luz entra en contacto con la materia algunos fotones logran penetrar el tejido (aquellos que no fueron reflejados en la capa superficial). Estos fotones interactúan con los electrones de las capas exteriores de las moléculas que conforman las células. De estas interacciones puede surgir que el fotón sea absorbido o que sea esparcido.

3.3 Medida pulsátil

La estimación de la saturación arterial de la hemoglobina en tejidos vivos tiene que resolver dos problemas:

- El primer problema es que existen otra parte de los tejidos que también absorben luz, además de la hemoglobina.
- El segundo es que, junto a la sangre arterial, también están la sangre venosa,

piel, hueso, etc.

Se debe analizar el tipo de sangre que nos interesa sin tener en cuenta los elementos citados anteriormente, ya que la sangre arterial es el único elemento pulsátil (AC), y el resto de elementos son no pulsátiles o constantes (DC) [11, Serrano]

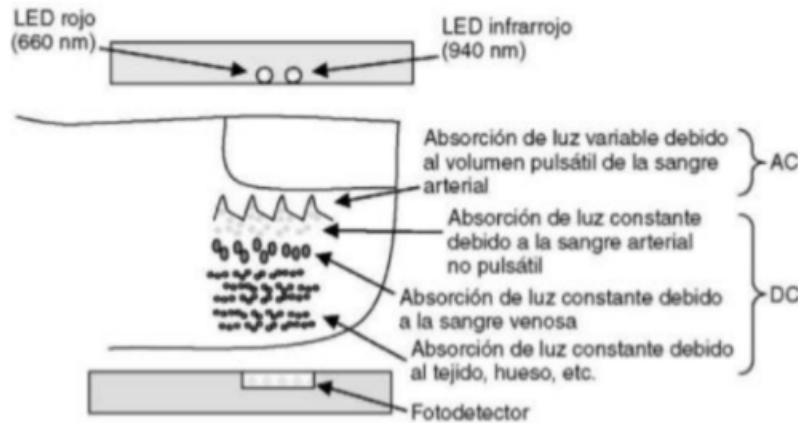


Figura 3.3: Componentes pulsátil (AC) y no pulsátil (DC).[11, Serrano]

La señal pulsátil es, en realidad, muy pequeña comparada con la parte constante. Es del orden del 1% o del 2% de la señal total. De toda la luz que pasa a través del dedo, es esta pequeña parte pulsátil la única que analiza el oxímetro de pulso.

3.4 Cálculo saturación de oxígeno.

El porcentaje de saturación de oxígeno en sangre (%SpO₂) nos informa del tanto por ciento de hemoglobina oxigenada que transporta la sangre respecto a la concentración total de hemoglobina (HbO₂ + RHb), asumiendo que la transmisión de luz a través del flujo de sangre se ve afectada por los coeficientes de absorción para las dos longitudes de onda utilizadas (roja e infrarroja).

Aplicando la Ley de Beer-Lambert, logramos definir que la intensidad de la luz disminuye logarítmicamente con la longitud de la trayectoria siendo conocedores de que la señal de luz transmitida a través del dedo, está formada por una componente de corriente continua y una de corriente alterna, podemos definir el ratio como:

$$R' = \frac{\log_{10}(I_{ac})(\lambda_1)}{\log_{10}(I_{ac})(\lambda_2)} \quad (3.1)$$

Donde I_{ac} la intensidad de la luz a las longitudes de onda λ_1 y λ_2 , dependiente únicamente de la corriente alterna (AC) [15, Pedraza].

3.5 Curva de calibración.

Los pulsioxímetros comerciales son calibrados mediante estudios empíricos con un gran grupo de pacientes a los cuales se les realizan una serie de pruebas pidiéndoles que varíen su ritmo de respiración voluntariamente para poder muestrear varias lecturas. Estas lecturas son contrastadas con un pulsioxímetro ya calibrado. Puesto que es peligroso forzar a los voluntarios a disminuir su saturación de oxígeno a niveles inferiores al 75% , los valores correspondientes a este intervalo son calculados mediante métodos matemáticos [3, Alarco].

La ecuación lineal que relaciona el Ratio (R) para este intervalo de valores es la siguiente:

$$SpO_2(\%) = A - (B * R) \quad (3.2)$$

Siendo A y B las constantes que nos permitirán garantizar que nuestro dispositivo proporciona lecturas precisas.

Tras una gran investigación sobre los métodos que nos permitan mejorar la estimación de SpO_2 a partir de esta curva de calibración se encuentran algoritmos relacionados con el procesamiento digital de señales. Las principales soluciones encontradas han sido la transformada rápida de Fourier (FFT) y la transformada discreta del coseno (DCT).

En este proyecto se utilizará una FFT de 64 muestras con una frecuencia de 15Hz. Dicha propuesta garantiza un buen resultado del dispositivo realizando pocos cálculos lo que nos minimiza el consumo del mismo. A partir de este método la ecuación 3.2 queda definida como $A=110$ y $B=25$ [3, Alarco]:

$$SpO_2(\%) = 110 - (25 * R) \quad (3.3)$$

4 Diseño hardware del prototipo

La mayoría de los oxímetros de pulso actuales están formados por dos emisores de luz LED y por un fotodetector. Junto a ellos, suelen utilizarse también otros componentes para acondicionar la señal de interés, como amplificadores operacionales, resistencias, condensadores, etc. Del procesamiento de la señal y del cálculo de los valores de saturación de oxígeno y frecuencia cardíaca se encargará normalmente un microcontrolador.

Todos los componentes anteriores influirán en el coste total del dispositivo, así como en el tamaño y en el consumo energético del mismo, factores importantes en el diseño. Como se ha comentado en el Capítulo 1 de esta memoria, el objetivo es implementar un pulsioxímetro de bajo coste, pequeño tamaño, sencillo de utilizar y que consuma poca energía. En este caso, la salida del sensor óptico se conectará a un circuito acondicionador de la señal y, posteriormente, se entregará la señal acondicionada al microcontrolador.

Antes de realizar el diseño es necesario definir las etapas que forman nuestro sistema. Dichas etapas quedan reflejadas en el siguiente diagrama de bloques:

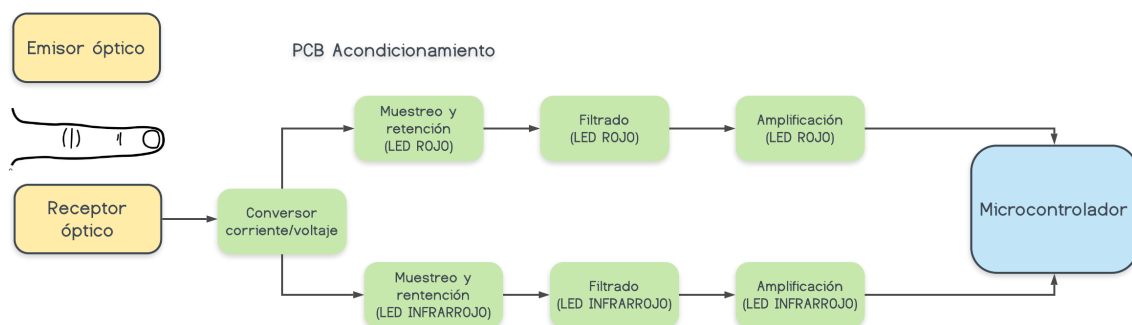


Figura 4.1: Diagrama bloques hardware [Elaboración propia]

Como podemos observar en la figura 4.1 nuestro prototipo cuenta con 2 placas que forman el emisor y receptor óptico (ambas irán colocadas en una pinza para el dedo del paciente), una placa de acondicionamiento que filtra y amplifica la señal que, finalmente, llega al microcontrolador, nuestra placa de desarrollo (TinyBLE), que contiene en concreto el nRF51822, un ARM Cortex-M0 de Nordic.

4.1 Emisores Ópticos

En nuestro diseño contaremos con dos emisores ópticos, un rojo y un infrarrojo, que nos permiten la medición de la saturación de oxígeno en sangre. Para la elección específica de dichos emisores hemos tenido en cuenta un espectro estrecho y centrado en las longitudes de onda requeridas para nuestro objetivo, un consumo de potencia bajo y un tamaño y angulo de emisión apropiado.

Como emisor rojo hemos contado con el LED rojo LTL-4266N del fabricante LITE-ON, el cual destaca por las siguientes características ¹:

- Longitud de onda $\lambda = 660$ nm.

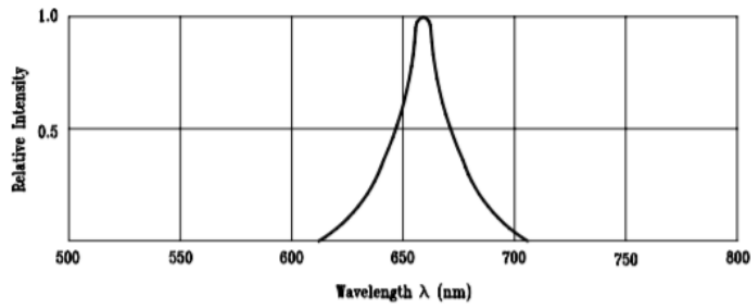


Figura 4.2: Espectro de emisión LTL-4266N

¹<https://octopart.com/ltl-4266n-lite-on-549727>

- Dimensiones adecuadas para el prototipo (diámetro 3mm)

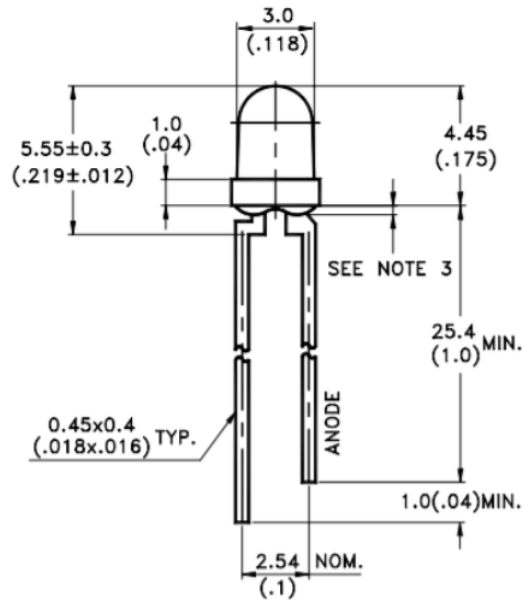


Figura 4.3: Dimensiones LTL-4266N

- Ángulo de emisión 45° lo que nos proporciona una emisión directa pudiendo así aprovechar al máximo la potencia.
- Potencia de disipación 100 mW lo que nos permite un consumo mínimo.

En cuanto al emisor infrarrojo contamos con el LED infrarrojo WP710A10F3BT del fabricante Kingbright, el cual posee las siguientes características ²:

- Longitud de onda $\lambda = 940$ nm.

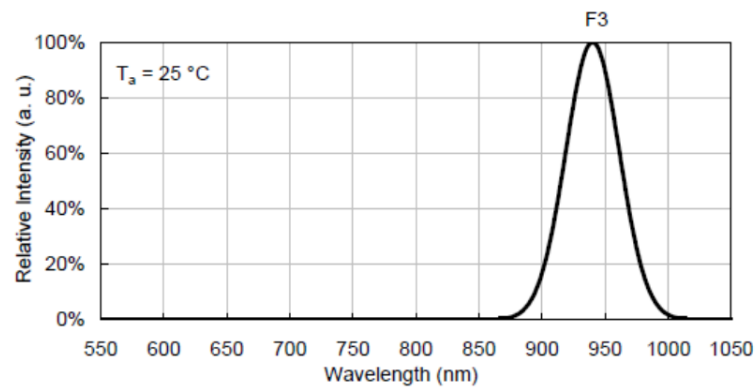


Figura 4.4: Espectro de emisión WP710A10F3BT

²<https://www.mouser.es/ProductDetail/Kingbright/WP710A10F3BT?qs=8u7%2Fi5iq710WnRB5ocM0qA>

- Diámetro 2.9 mm

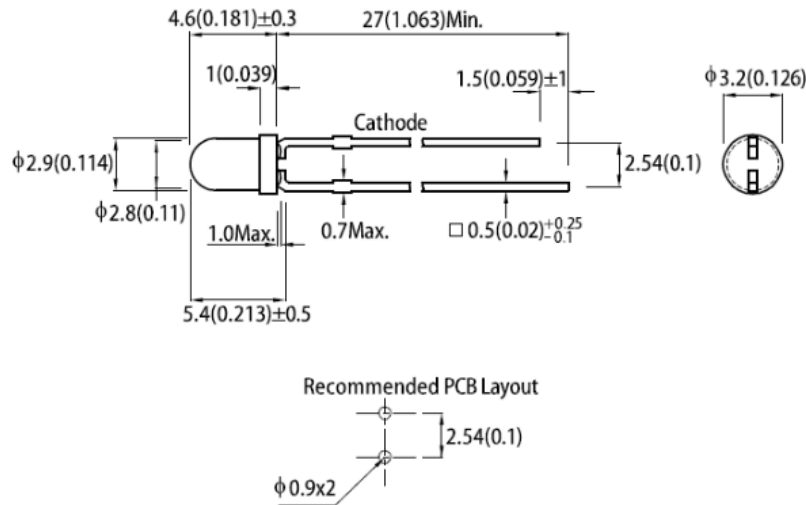


Figura 4.5: Dimensiones WP710A10F3BT

- Potencia de disipación 90 mW.
- Ángulo de emisión 30° .

4.2 Receptor óptico

A la hora de elegir el receptor para nuestro prototipo debíamos tener en cuenta que tenía que ser capaz de detectar un amplio rango de longitudes de onda, tanto las señales emitidas por el LED rojo como por el LED infrarrojo. Por ello, elegimos el BPW34 del fabricante OSRAM que cuenta con las siguientes características:

- Rango de longitud de onda 400 nm - 1100 nm. Se adapta a nuestros dos emisores.
- Potencia de disipación 150mW
- Alto rango de sensibilidad espectral

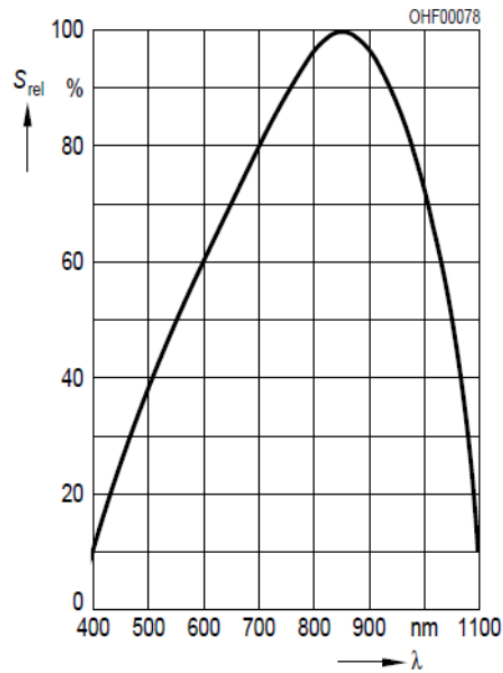


Figura 4.6: Sensibilidad espectral WP710A10F3BT

Una vez recogida la señal por parte del receptor óptico, éste transforma dicha señal luminosa en una señal eléctrica, correspondiente a la intensidad de luz captada. Puesto que queremos trabajar con tensiones, tendremos que convertir esta corriente en una tensión. Para este fin utilizaremos un conversor corriente-voltaje basado en el OPA2313Q. Esta etapa del prototipo es común tanto para el circuito de acondicionamiento del LED rojo como del infrarrojo, por lo que se implementará en las dos placas de sensor que fabricaremos.

4.3 Circuito acondicionador de la señal

Con la señal convertida a voltaje a partir de la cual podemos leer la saturación de oxígeno, comenzamos el acondicionamiento por separado de la señal obtenida por el LED rojo y la señal obtenida por el LED infrarrojo.

Ambas vías cuentan con las mismas etapas, pero deben tratarse de manera separada ya que si cada LED emisor emite constantemente, el fotodetector recibirá señales mezcladas que no podremos separar. Considerando que es necesario medir ambas señales en el mismo instante de tiempo, la solución más fácil a este problema es la toma de muestras de ambas señales al mismo tiempo pero sin tener ambos LEDs encendidos constantemente. De esta forma, solo llegará finalmente la señal generada por un tipo de iluminación. Para conseguir la medida prácticamente simultánea, interesará reducir al máximo el tiempo de separación entre el encendido de cada LED. Además, el período de encendido y apagado de cada LED será lo suficientemente pequeño como para tomar el número de muestras necesarias para representar la señal correctamente.

El hecho de tener que ir alternando entre luz roja y luz infrarroja, nos plantea otro problema a tener en cuenta: el tiempo de carga del circuito desde que se enciende uno de los LEDs hasta que podemos tomar una muestra fiable de él, necesario para saber cuando apagar el LED y encender el otro. Y es que ocurre que, cuando apagamos uno de los LED, el circuito y sus condensadores empiezan a descargarse, proceso que debe estar cerrado para cuando se enciende el LED contrario, con otra intensidad de luz diferente. Esto hace imposible en principio el diagrama de tiempos trazado anteriormente, y destinado a tomar muestras de la señal roja e infrarroja lo suficientemente cercanas en el tiempo como para considerar que se han tomado en el mismo instante. Resolver este problema nos obliga a dos cosas: por un lado, tenemos que crear dos circuitos iguales, uno para tratar la señal roja y otro para la infrarroja. Por otro lado, en cada uno de los dos circuitos, tenemos que conseguir apagar completamente la señal generada durante los períodos en los que el LED emisor se encuentra apagado, evitando tener que esperar a la descarga de los condensadores.

Para esta finalidad optamos por incluir en nuestro diseño el TS5A1066 del fabrican-

te Texas Instruments. El tiempo en el que se mantenga abierto el interruptor será el tiempo que esté apagado el LED de interés más el tiempo que esté encendido el LED contrario. Por tanto, sólo cerraremos el interruptor cuando esté encendido el LED de interés, momento en el cual tomaremos una muestra.

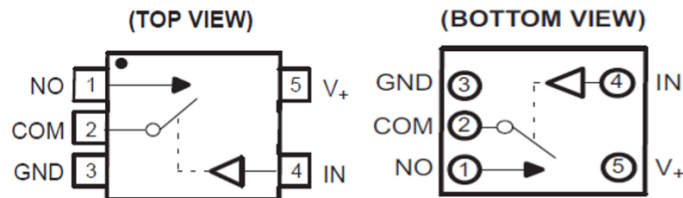


Figura 4.7: Conmutador TS5A1066

Una vez multiplexada la señal se llevan a cabo las mismas dos etapas repetidas para cada emisor, asegurandonos así de que la señal llega de la manera deseada al microcontrolador: filtrado y amplificación.

Teniendo en cuenta que el rango de pulsaciones que queremos capturar será entre 30 y 300 pulsaciones por minuto, que se correspondería a un ancho de banda entre 0,5 Hz y 5 Hz, debemos diseñar un filtro para este rango, que integre filtrado paso bajo y paso alto. Cabe destacar que la mayor fuente de ruido de nuestro sistema será el entorno del receptor óptico, por lo que debemos tener en cuenta que en el momento de la medida se den las condiciones adecuadas. Para conseguir que nuestra señal se encuentre en el rango mencionado, a partir de la siguiente ecuación:

$$f_c = \frac{1}{2\pi RC} \quad (4.1)$$

Obtenemos que la frecuencia de corte del filtro paso bajo será de 5 Hz y estará formado por una resistencia de 330K Ω y un condensador de 0.1 μ F. De la misma manera obtenemos que la frecuencia de corte del filtro paso alto será de 0,6 Hz y estará formado por una resistencia de 25K Ω y un condensador de 10 μ F.

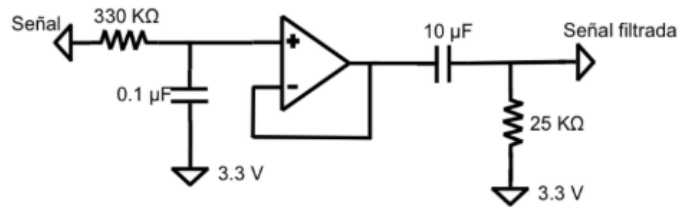


Figura 4.8: Filtro paso banda con dos circuitos RC (paso bajo y paso alto).

Gracias al filtro paso alto podremos eliminar el ruido añadido por el movimiento del dedo durante la toma de medida. Además, el filtro paso alto elimina el resto de señales indeseadas, obteniendo así una señal limpia.

Tras el filtrado tenemos que amplificar dicha señal pues, como hemos comentado, no es suficiente para cubrir adecuadamente el rango de valores del conversor analógico-digital del microcontrolador. El objetivo será amplificar la señal todo lo posible sin sobrepasar el valor máximo de entrada de dicho conversor o saturar el circuito de amplificación diseñado. Hasta llegar a esta ultima etapa antes del microcontrolador, la señal y el ruido son del orden de los milivoltios, por lo que la relación señal-ruido es muy baja. Con la etapa de filtrado conseguiremos que dicha relación aumente, obteniendo una señal mas fiable.

Para la amplificación utilizaremos el esquema de amplificador no inversor de la Figura 4.9, con $R_1 = 1K\Omega$ y $R_2 = 10K\Omega$

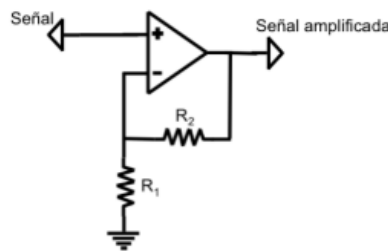


Figura 4.9: Etapa amplificadora.

Con esta ultima etapa se completa el circuito de acondicionamiento de la señal obtenida, la cual será la entrada del microcontrolador. El circuito se muestra completo en la Figura 4.10. En la Figura 4.11 se muestra el circuito implementado para la detección de ambas señales (roja e infrarroja).

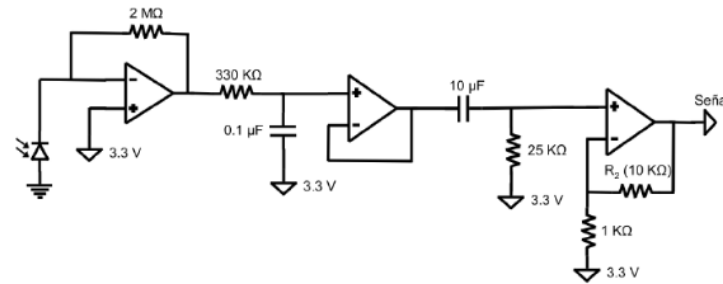


Figura 4.10: Circuito acondicionamiento completo, incluyendo etapa de conversión a tensión de la señal del fotodetector, filtrado, y amplificación

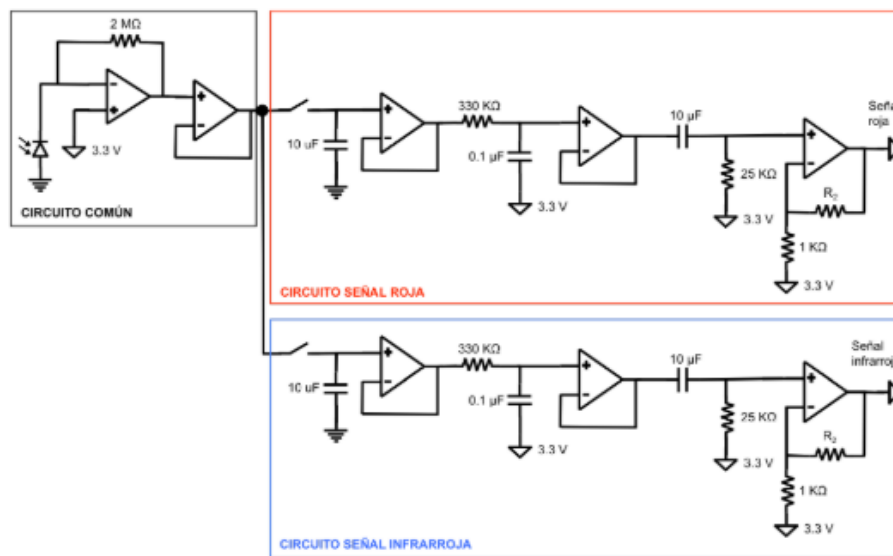


Figura 4.11: Acondicionamiento separado de ambas señales. [12]

4.4 Fabricación del prototipo

Tras la toma de decisiones referidas tanto al diseño como a la selección de los componentes a utilizar, procedimos al desarrollo de los esquemáticos y el diseño de la PCB mediante el software KiCad. Nuestro prototipo queda dividido en tres partes: emisores, receptor, y acondicionamiento.

Los siguientes tres subapartados muestran los esquemáticos de estos tres módulos.

4.4.1 Emisores

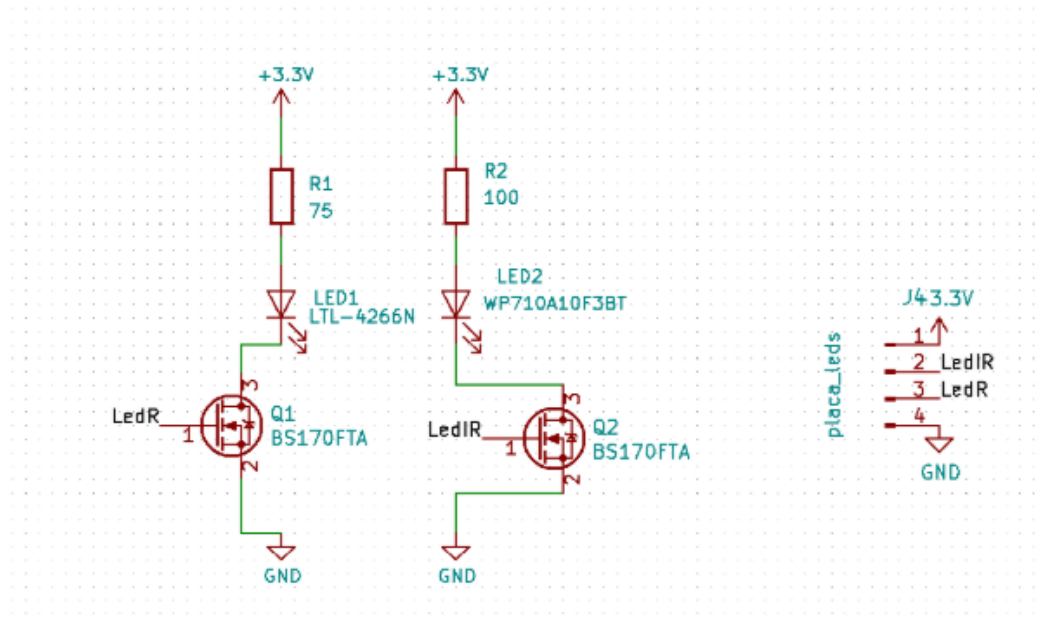


Figura 4.12: Esquemático placa LEDs [Elaboración propia].

4.4.2 Sensor

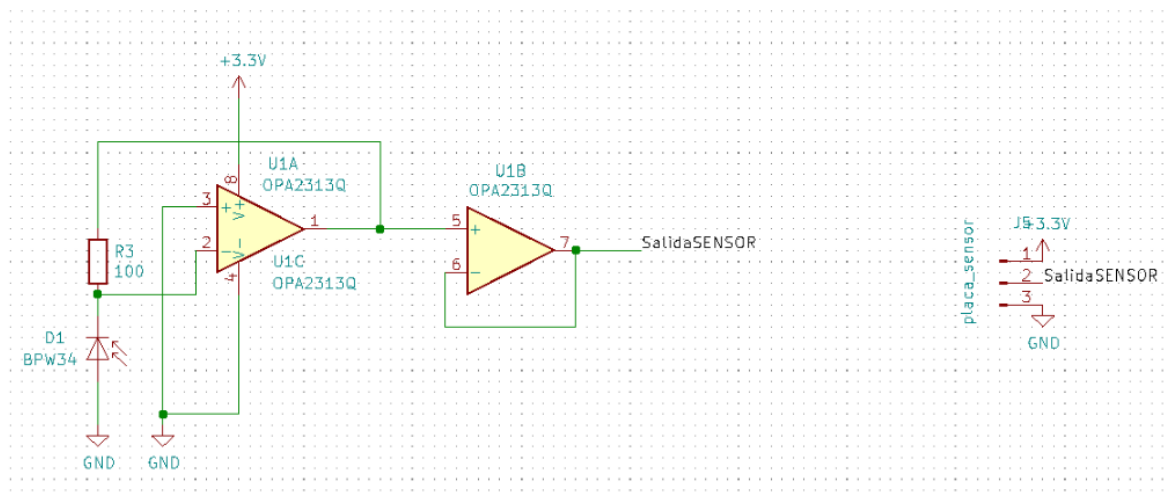


Figura 4.13: Esquemático placa sensor.[Elaboración propia].

4.4.3 Acondicionamiento

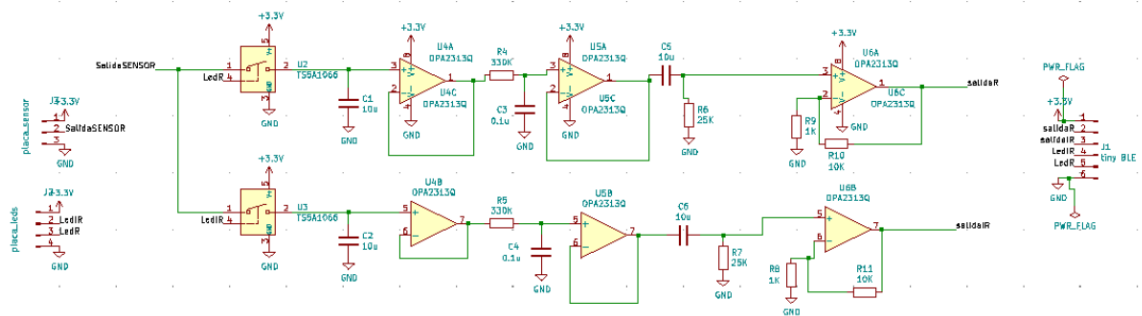


Figura 4.14: Esquemático placa acondicionamiento [Elaboración propia].

En la Figura 4.15 se muestran las tres placas que forman el subsistema de captura de nuestro prototipo. Se aprecia como la placa de los LEDs y la placa del sensor (las dos a la derecha en la figura), son de tamaños similares, con el objetivo de que queden enfrentadas en la carcasa en la que se introducirá el dedo para llevar a cabo las mediciones. Por otro lado, de mayor tamaño y a la izquierda, está la placa de acondicionamiento para ambas señales. Se aprecia también en la figura la presencia de nets no trazadas que conectan las tres placas. Estas conexiones se deberán resolver con cableado, permitiendo el correcto uso del dispositivo (ver Figura 4.18).

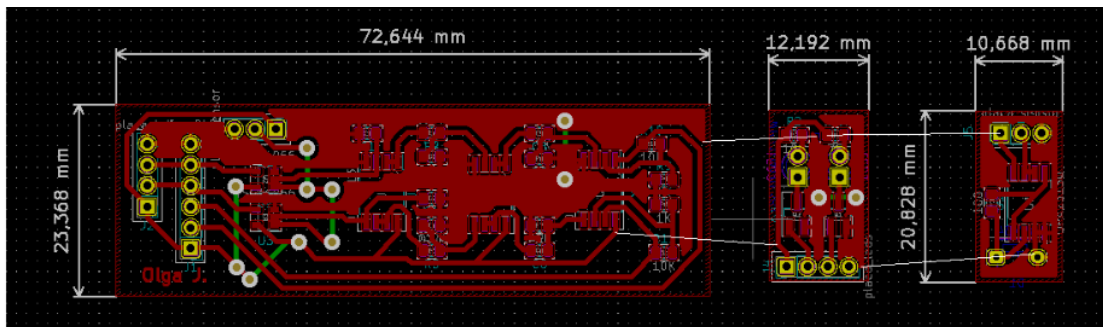


Figura 4.15: PCB prototipo [Elaboración propia].

Como podemos observar en la figura 4.16, en la visión 3D de las placas diseñadas, éstas cuentan con pines tipo macho con los que serán conectados mediante cables puente entre ellas (o a la TinyBLE en el caso de la placa de acondicionamiento).

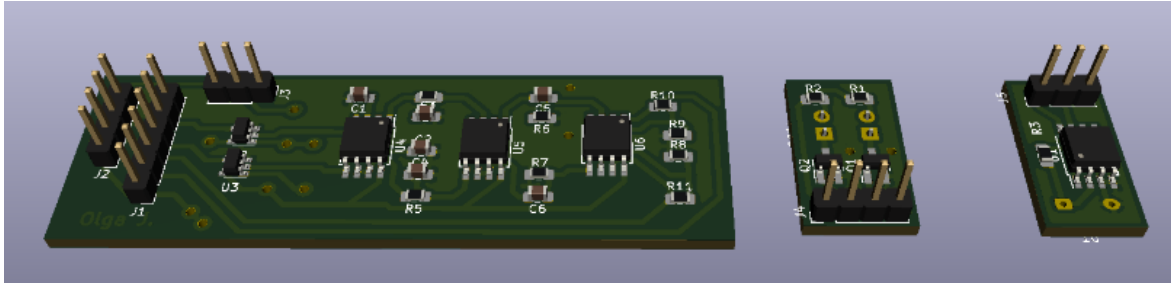


Figura 4.16: Visión 3D de las placas diseñadas

Una vez terminado el diseño de la PCB pasamos la fabricación de las mismas. El resultado se muestra en la Figura 4.17. Las placas se han fabricado en el Laboratorio que el Departamento de Tecnología Electrónica dispone en la Escuela de Ingenierías.

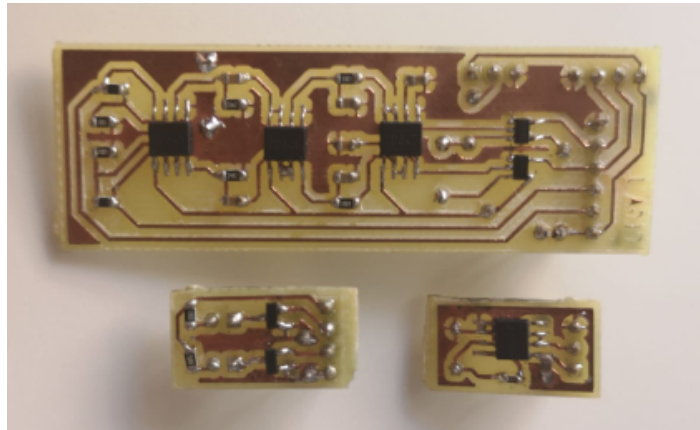


Figura 4.17: Resultado fabricación placas

La salida de dicho circuito acondicionador será conectada al microcontrolador de la placa de desarrollo, tal y como se ha explicado anteriormente y muestra la figura 4.18.

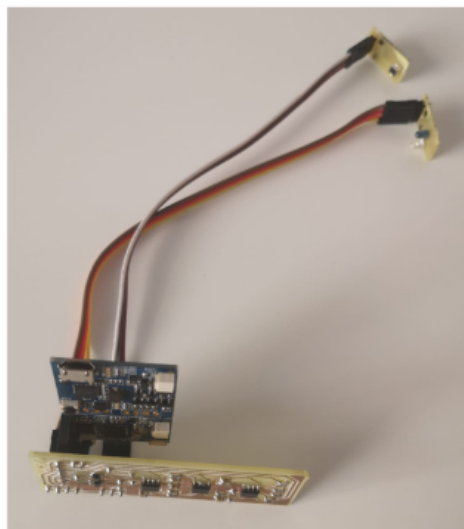


Figura 4.18: Conexión de las placas fabricadas y el microcontrolador

4.5 Microcontrolador nRF51822

El microcontrolador de nuestro sistema se encuentra integrado en la placa de desarrollo TinyBLE desarrollada por Seeed Studio. Dicha placa cuenta con un nRF51822 de Nordic como elemento central. Su base es un ARM Cortex-M0 de 32 bit, que incluye el transceiver nRF51 a 2.4 Ghz (Ancho de banda de 2.4GHz a 2.4835GHz) con varios protocolos de comunicación, entre los que se incluye el protocolo Bluetooth de bajo consumo (BLE).

Aunque es una placa de desarrollo, la TinyBLE está diseñada para el bajo consumo de energía y es adecuada para diseños de pequeño tamaño, proporcionando los datos en tiempo real. Resulta cómodo programarla usando la herramienta de ARM Mbed, un compilador online a partir del cual vamos a trabajar el software.

ARM Mbed cuenta con un IDE práctico en C y C++, así como con una gran cantidad de bibliotecas de código abierto, lo que hace que el prototipado y el desarrollo sean extremadamente sencillos. Facilita la implementación de un diseño completo y operativo. [24, SeeedStudio]

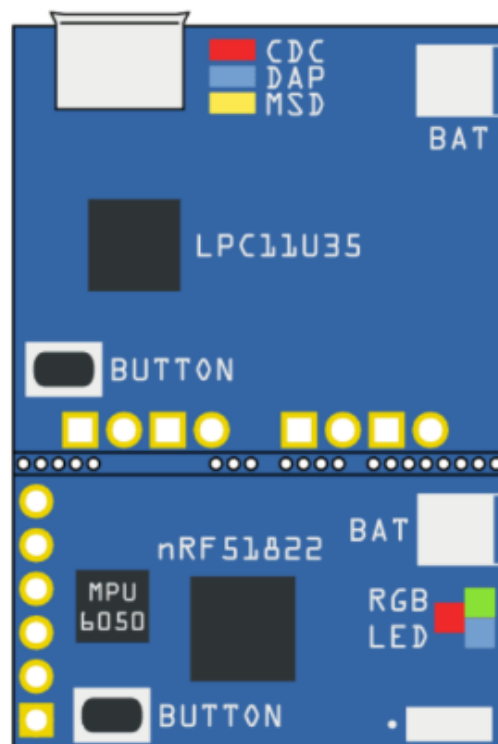


Figura 4.19: Placa de desarrollo Tiny BLE. [24, SeeedStudio]

La TinyBLE presenta un diseño modular, que podemos dividir en dos partes: la interfaz CMSIS DAP (Cortex Microcontroller Software Interface Standard – Debug Access Port) y el ARM Cortex-M0.

- La parte de la interfaz CMSIS DAP cuenta con un microcontrolador, el LPC11U35, y permite cargar los ficheros a ejecutar por el ARM usando el interfaz USB. Esto proporciona la facilidad de simplemente arrastrar y soltar, ya que el ARM se verá en nuestro ordenador personal como un dispositivo USB externo. Esta parte también proporciona opciones de depuración CMSIS DAP, puerto serie virtual USB, medición de corriente y carga de la batería.
- La parte BLE se basa en el Nordic nRF51822, con radio multiprotocolo BLE 2.4GHz y un núcleo ARM Cortex-M0 de 32 bits con 16MHz. [24, SeeedStudio]

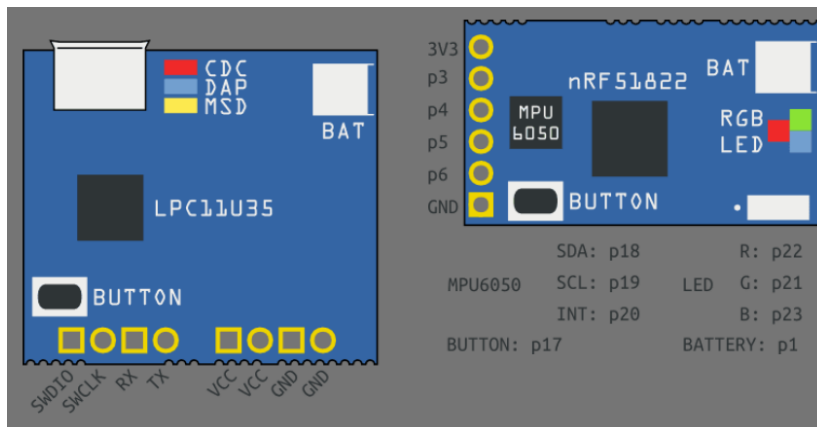


Figura 4.20: Estructura modular placa de desarrollo Tiny BLE.[24, SeeedStudio]

5 Desarrollo software

5.1 Procesado de las señales

Tras haber implementado los circuitos de emisión de los fotodiodos, el circuito de recepción del fotodetector, y los circuitos de acondicionamiento para ambas señales, conectamos, como se muestra en la figura 5.1, la salida de la TinyBLE al portátil mediante el puerto micro USB de la misma. Comentamos en este apartado el procesado software de señal que se lleva a cabo en el microcontrolador.

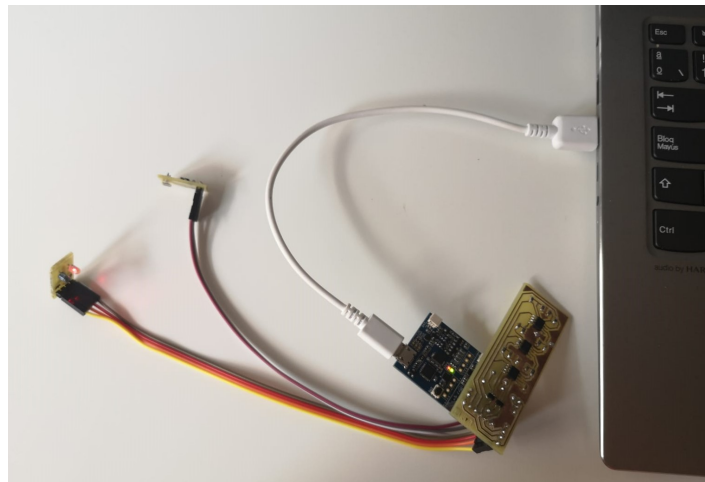


Figura 5.1: Conexión del sistema al PC.

5.1.1 Digitalización de la señal

Una vez obtenida la señal con la mayor calidad posible, como se ha comentado en el Capítulo 4, digitalizamos la señal mediante el módulo de conversión del microcontrolador para, posteriormente, calcular los valores de pulso cardíaco y saturación de oxígeno en sangre. La señal pulsátil obtenida encendiendo ambos LEDs es la que puede observarse en la figura 5.2

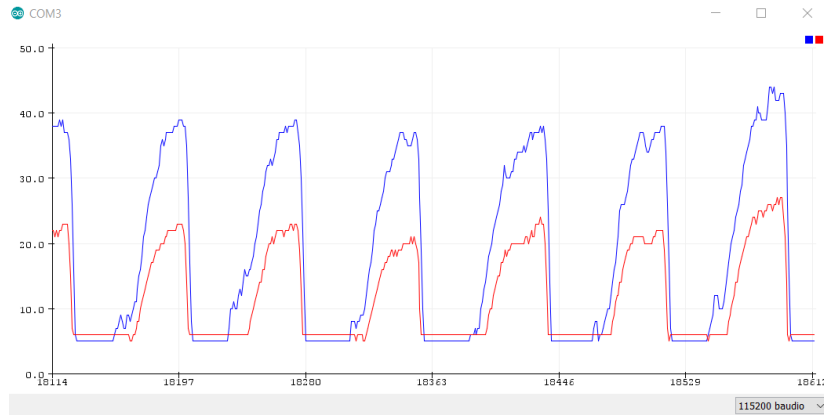


Figura 5.2: Señal pulsátil digitalizada por la Tiny-BLE (ambos LEDs encendidos) [Elaboración propia].

5.1.2 Cálculo de la frecuencia cardíaca

Antes de explicar como se ha llevado a cabo el cálculo de la frecuencia cardíaca, es necesario tener clara la diferencia entre pulso cardíaco y frecuencia cardíaca. El ritmo cardíaco o pulso es el incremento temporal de la presión en nuestras arterias. En cambio, la frecuencia cardíaca es el número de contracciones del corazón por unidad de tiempo (suele expresarse en latidos por minuto). En personas sanas, ambos están relacionados ya que, para realizar el cálculo de la frecuencia cardíaca, es necesario hallar el periodo de la señal pulsátil de dicha persona. Por lo tanto, un periodo completo de la señal pulsátil se corresponde con una pulsación del corazón. Midiendo el tiempo que dura un periodo podemos conocer el número de pulsaciones por minuto.

Existen varios métodos para el cálculo de dicho periodo, midiendo en una de las dos señales:

- Tiempo entre dos máximos de la señal.
- Tiempo entre dos mínimos de la señal.
- Tiempo entre cruces por cero.

Para llevar a cabo el cálculo de la frecuencia cardíaca solo es necesario una de las dos señales, en nuestro caso utilizaremos la señal capturada del led rojo. El método utilizado será el cálculo de máximos, ya que dichos picos se corresponderán con los latidos del corazón. En el código adjunto en el Anexo II podemos observar que el algoritmo utilizado se basa en ir comparando muestras (la actual con su anterior), para

saber si la señal está creciendo. Cuando tras crecer empieza a decrecer, podríamos afirmar que tenemos un pico.

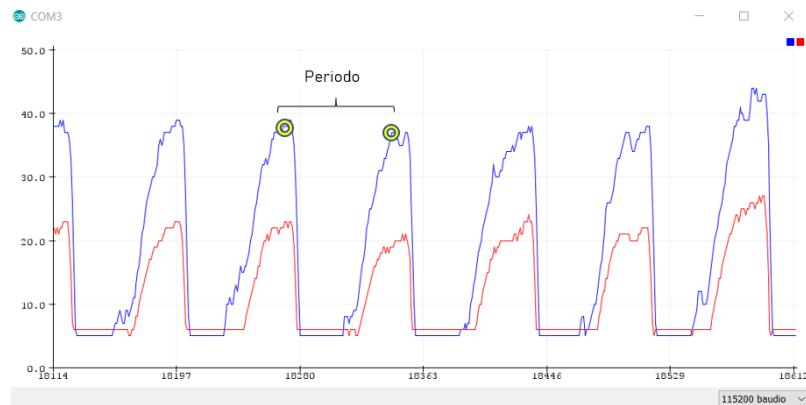


Figura 5.3: Puntos para el calculo de un periodo.[Elaboración propia]

Una vez obtenido el pico, gracias a la variable "periodo", hemos acumulado el tiempo entre una muestra y otra hasta llegar al máximo para poder así calcular mediante la siguiente ecuación los latidos por minuto:

$$BPM = \frac{60000}{periodo} \quad (5.1)$$

El resultado del código lo hemos visualizado por el terminal serie usando Tera Term¹, como puede observarse en la figura 5.4.

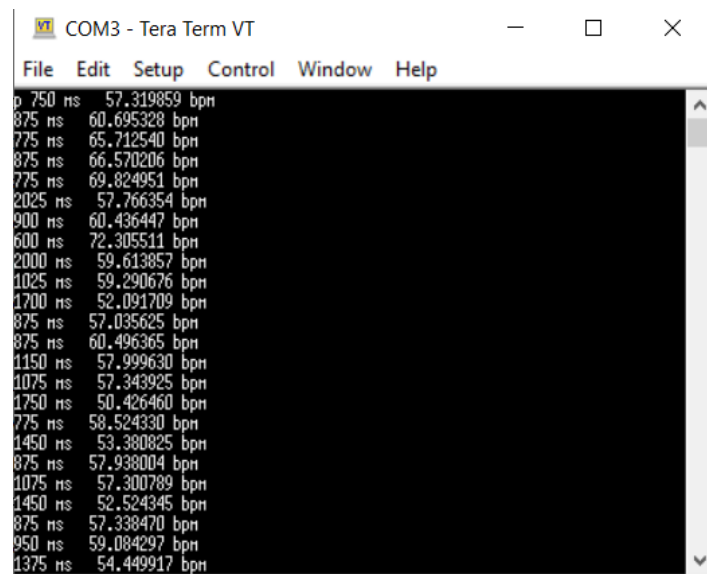


Figura 5.4: Visualización en el terminal serie de Tera Term BPM [Elaboración propia].

¹<https://osdn.net/projects/ttssh2/>

5.1.3 Cálculo de la saturación de oxígeno

Como hemos comentado en el Capítulo 3, la saturación de oxígeno en sangre es el porcentaje de hemoglobina oxigenada frente a la cantidad de hemoglobina total (oxigenada más desoxigenada). Cada tipo de hemoglobina tiene una absorbancia diferente respecto a una longitud de onda determinada: La hemoglobina oxigenada absorbe más la luz infrarroja, mientras que la hemoglobina reducida (o desoxigenada) absorbe más la luz roja.

El dispositivo propuesto emite luz usando los dos LEDs descritos en el apartado anterior. Esto nos proporciona luz roja, de 660 nm de longitud de onda, y luz infrarroja, de 940 nm. Para cada una de estas longitudes de onda es posible calcular la diferencia entre la luz emitida por los LEDs y la luz recibida por el sensor, conociendo así la cantidad de luz absorbida por la sangre pulsátil.

Obtenida la luz recibida desde ambas fuentes podemos conocer el ratio entre la oxihemoglobina y la hemoglobina reducida. Para ello se han probado dos métodos: el de la absorción delta y el de la relación entre picos y valles.

La absorción de delta perteneciente a cada longitud de onda se calcula acumulando el valor anterior y el actual de la muestra que se está leyendo, usando la ecuación

$$dAR(\lambda) = \frac{m_{actual} - m_{anterior}}{(m_{actual} + m_{anterior})/2} \quad (5.2)$$

El ratio se calcula en cada momento como el cociente entre los valores estimados de absorción

$$R' = \frac{dA(\lambda_1)}{dA(\lambda_2)} \quad (5.3)$$

Por otro lado, el método de valles y picos consiste en identificar cada uno de los

máximos de la señal y calcular la relación entre ellos

$$R_{\lambda} = \ln \frac{(v_{min})}{(v_{max})} \quad (5.4)$$

siendo v_{min} el mínimo de cada señal y v_{max} el máximo de dicha señal. La Ecuación (5.4) se repite para ambas señales. Una vez obtenido el ratio independiente entre la señal roja y la infrarroja, calcularemos el ratio entre ambas señales usando la Ecuación (5.5).

$$Ratio = \frac{(R_{940nm})}{(R_{650nm})} \quad (5.5)$$

En el código, adjunto en el Anexo III, éste será el método empleado para calcular el ratio. Puesto que en dicho código hemos definido la variable "tiempo de espera" a 25 milisegundos, y esperamos dicho tiempo entre la toma de cada muestra, nuestro sistema obtendrá muchas medidas de *Ratio* por segundo. Para dar una medida más fiable, obtendremos el promedio de los mismos como cálculo de dicho valor (*Ratio_{prom}*).

Para obtener la saturación de oxígeno en sangre desde dicho ratio se debe usar una curva de calibración. En la Figura 5.5 se muestra la curva de calibración teórica de Lambert-Beer.

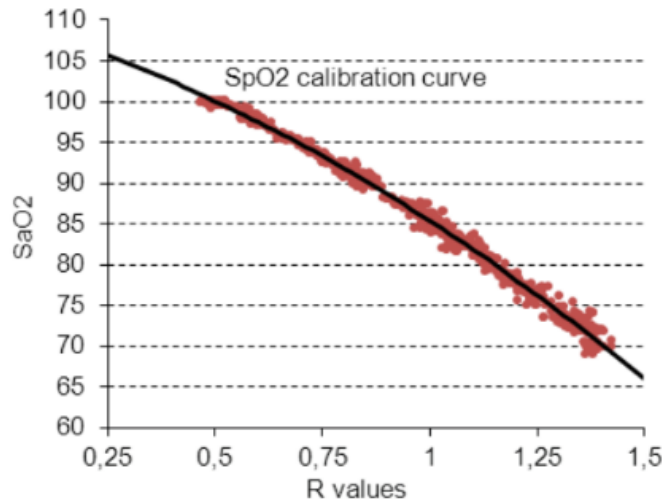


Figura 5.5: Curva de calibración Lambert-Beer

La curva se puede aproximar por una recta que, para el valor *Ratio_{prom}* igual a 1, debe dar un 85% de saturación de oxígeno en sangre. Para 0,5 el valor de saturación debe ser ligeramente inferior a 100%, y para 1,5 prácticamente igual a 70%. Fijando

un par de puntos se obtiene la siguiente relación entre saturación y $Ratio_{prom}$.

$$SpO_2(\%) = 110 - (25 * Ratio_{prom}) \quad (5.6)$$

A partir de estos cálculos visualizamos el resultado por el terminal serie como puede observarse en la Figura 5.6.

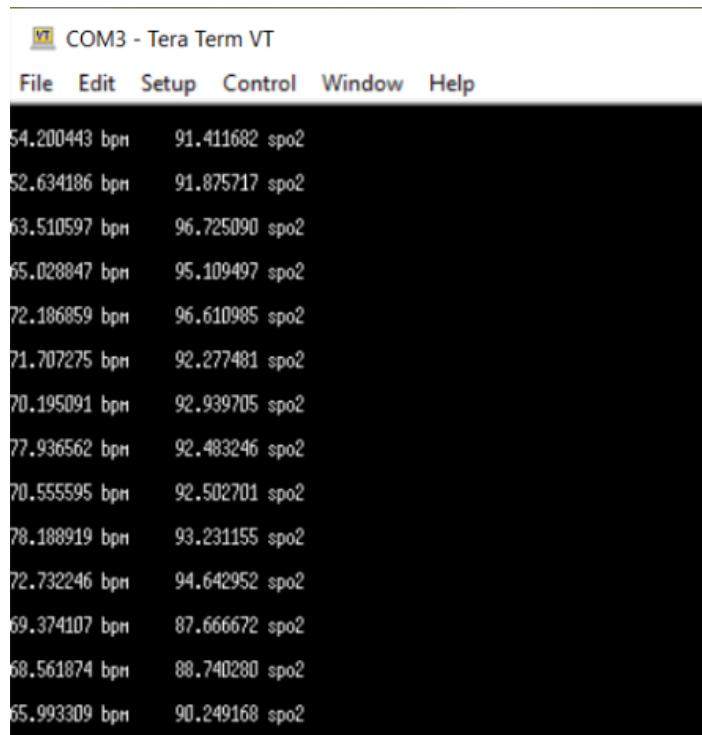


Figura 5.6: Visualización en el terminal serie de Tera Term SpO₂ [Elaboración propia]

6 Puebas y validación del prototipo

6.1 Verificación de funcionamiento

Tras la fabricación de las placas, y con anterioridad a la toma de medidas e implementación del algoritmo software, se llevaron a cabo pruebas en el laboratorio en las que verificamos el correcto funcionamiento de las placas.

El primero de los cambios respecto al prototipo inicial fue la sustitución de la resistencia presente en la placa sensor (Figura 4.13), inicialmente de 100 Ohms, por una de valor mayor que evitara la saturación del circuito de captura. En otros diseños consultados esta resistencia variaba desde kilohmios hasta megaohmios. Visualizando la salida con el osciloscopio, fijamos un valor adecuado en 360 KOhms. Con ella se observaba que la captura del sensor era correcta para las longitudes de onda seleccionadas y fijando el sensor en el dedo.

El segundo de los cambios fue el aumento del valor de la resistencia de las etapas amplificadoras que gestionaban las señales roja e infrarroja (Figura 4.14). El objetivo era aumentar la ganancia, para conseguir una entrada adecuada al conversor del nRF51822. En concreto se modificó dicha ganancia variando las resistencias R10 (amplificador no inversor de la señal roja) y R11 (amplificador no inversor de la señal infrarroja). Así, el valor inicial ($R10 = R11 = 10\text{KOhm}$) no nos permitía visualizar correctamente la señal. Este valor fue aumentado hasta los 27KOhms. Con este nuevo valor en las etapas amplificadoras se subió la ganancia de amplificación a 28.

Con estas modificaciones conseguimos visualizar la señal recogida por el sensor sin saturar y correctamente amplificada, verificando así el correcto funcionamiento del hardware diseñado.

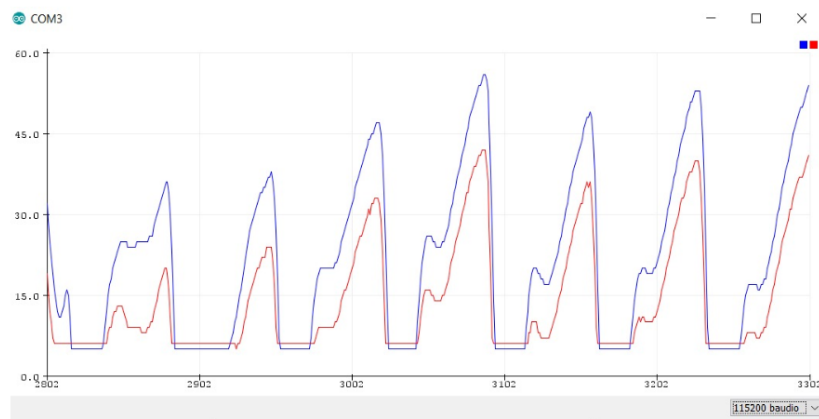


Figura 6.1: Señal digitalizada tras las modificaciones aplicadas al diseño inicial.

6.2 Validación del prototipo

Para comprobar y validar los resultados obtenidos por nuestro prototipo hemos realizado varias pruebas comparando las muestras con una app (Pulsómetro Plus - Monitor de Ritmo Cardíaco) disponible en Google Play¹, ya que no contabamos con un dispositivo comercial que nos sirviera de referencia.



Figura 6.2: App utilizada para comparar las muestras del prototipo

¹<https://play.google.com/store/apps/details?id=com.dungelin.heartrate&hl=es>

Para ello se ha pedido a varios voluntarios que colaboraran, tomándose los latidos por minuto tanto usando la mencionada app como con el prototipo. Los resultados se muestran en las figuras siguientes.

- Mujer - 23 años.

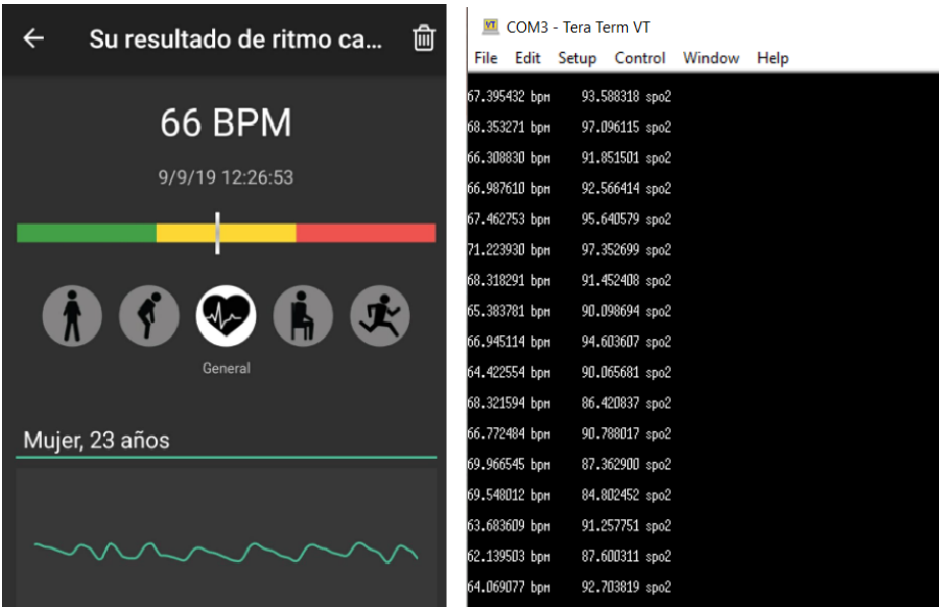


Figura 6.3: Prueba 1

- Hombre - 30 años

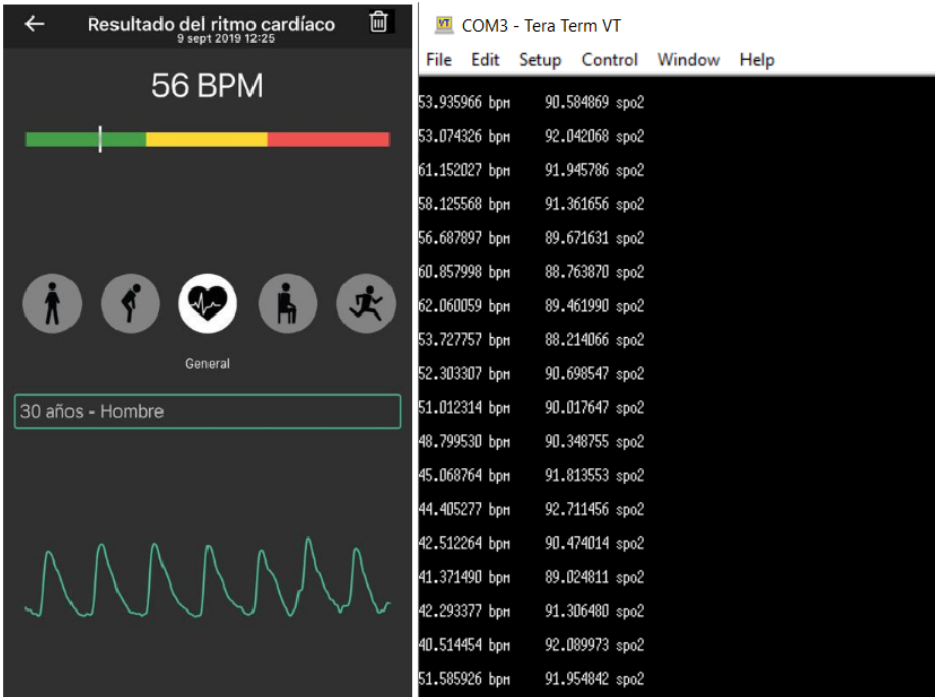


Figura 6.4: Prueba 2

- Mujer - 19 años

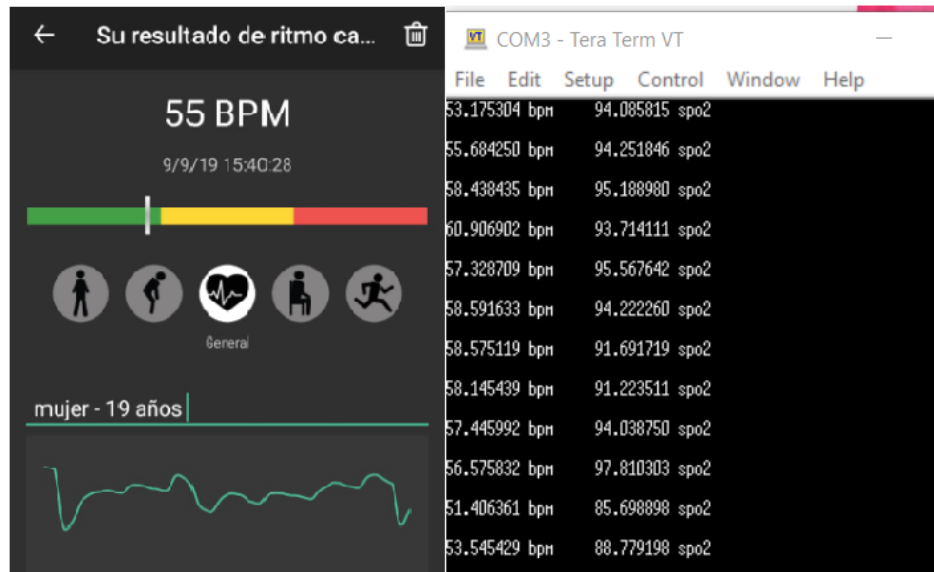


Figura 6.5: Prueba 3

- Hombre - 25 años.



Figura 6.6: Prueba 4

7 Conclusiones y líneas futuras

El objetivo del presente proyecto ha sido el diseño e implementación de un dispositivo portable para medir el porcentaje de saturación de oxígeno y el pulso pudiendo detectar así alteraciones en dichos signos vitales.

Se buscaba que este dispositivo, además de portable, fuese sencillo de manejar y sobretodo de bajo coste. Por ello se llevó a cabo todo el diseño e implementación de un sistema de captura y acondicionamiento en el laboratorio. Este circuito proporcionaba los datos a una placa de desarrollo, la Tiny-BLE, que contenía un nRF51822 de Nordic. Programada usando un software libre, conseguíamos la reducción del coste.

El diseño de este primer prototipo está formado por cuatro módulos principales:

- Los LEDs que producen las señales pulsátiles.
- El sensor óptico que las capta.
- El circuito analógico acondicionador para mejorar la calidad de las señales.
- El microcontrolador para realizar el procesamiento software y el cálculo de los parámetros.

Se han cumplido los objetivos principales que se marcaron a la hora de diseñar el pulsioxímetro. Se ha diseñado un dispositivo autónomo, que dispone de capacidades de sensorización y procesamiento, y está dotado de la inteligencia necesaria como para calcular y mostrar por sí mismo los parámetros.

Respecto a los dispositivos similares existentes en el mercado, el implementado en este proyecto tiene una serie de características diferenciadoras como, por ejemplo, la existencia de un circuito de acondicionamiento que, entre otras funcionalidades, permite el encendido y apagado de los LEDs mediante el conmutador, reduciendo así el

consumo del pulsioxímetro. Además, nuestro prototipo proporciona los valores de pulso y saturación de oxígeno en tiempo real, sin la necesidad de almacenamiento de datos lo que nos aumentaría el precio.

Entre los objetivos, se han cumplido todos a excepción de la autonomía física del sistema, pues el prototipo actual necesita de alimentación externa. Este requisito no cumplido se explica posteriormente como una línea futura de trabajo.

Todo el prototipo ha sido realizado con pocos componentes y algoritmos de procesamiento software sencillos, lo que ha hecho posible el bajo coste y consumo de nuestro proyecto. Se han utilizado componentes genéricos y una placa de desarrollo que ronda los 25 euros dando lugar a un diseño final de alrededor de 40 euros (véase ANEXO IV: Presupuesto) frente a los 53 euros que es el precio del pulsioxímetro comercializado mas económico encontrado con salida bluetooth.

7.1 Líneas futuras

Gracias a que nuestro pulsioxímetro se ha desarrollado usando software libre, podemos modificar y mejorar el código implementado sin coste adicional. Una posibilidad clara sería dotar al mismo de una conexión inalámbrica gracias a la opción que ofrece la Tiny-BLE con su módulo Bluetooth Low Energy. Esto permitiría enviar los datos a una aplicación externa, donde se podría gestionar la visualización de los datos y la interfaz del sistema. Además de esta comunicación vía bluetooth, con la presencia de una pantalla podríamos mostrar los resultados en el propio prototipo (en este proyecto no disponíamos de ella, por lo que hemos mostrado los datos mediante el puerto serie en un ordenador).

Dependiendo de la dirección de la línea de mejora del prototipo podrían implantarse acelerómetros (si se siguiera usando la Tiny-BLE ya los tendríamos disponibles) y una alimentación portátil, que permitiera el uso del mismo para monitorizar actividad física.

A las mejoras mencionadas se podría añadir la creación de una carcasa, que integre y reduzca en medida de lo posible tanto el tamaño del pulsioxímetro como el ruido producido en la señal debido a movimientos. También se ha apreciado un incremento del ruido debido a la influencia de la luz ambiente, inconveniente que también resolvería la creación de una buena estructura.

Como resumen, para el presente Trabajo Fin de Grado se presentan las siguientes vías de trabajo futuras:

- Dotar al prototipo de conexión inalámbrica (vía bluetooth).
- Incorporación de una pantalla para mostrar los resultados obtenidos.
- Proporcionar al pulsioxímetro de una alimentación portable que permita una total autonomía.
- Creación de una carcasa que integre completamente al dispositivo reduciendo el ruido generado por el movimiento y la luz ambiente.

Bibliografía

Aguirre Valencia, L. F., Yumbolema, P., y Alfredo, L. (2007). Diseño y construcción de un oxímetro de pulso mediante la utilización de una plataforma de automatización momentum (B.S. thesis). SANGOLQUÍ/ESPE/2007.

Agustino, A., Piqueras, R., Pérez, M., García de Rojas, P., Jaqueti, J., y Navarro, F. (2002). Recuento de plaquetas y volumen plaquetario medio en una población sana. *Revista de Diagnóstico Biológico*, 51(2), 51–53.

Alarcó Pérez, J. (2015). Medida del nivel de saturación de oxígeno en sangre: desarrollo de un pulsioxímetro de bajo coste y comparativa con otros sistemas existentes.

Barranco, E. N. Q., y Fernández, F. J. L. (2018). Gestión pública de la atención sanitaria. ACCI (Asoc. Cultural y Científica Iberoameric.).

Belda García, R., y cols. (2016). Diseño e implementación de un sistema abierto de pulsioximetría.

Bencomo, S., Villazana, S., y Salas, B. (2016). Diseño y construcción de un oxímetro de pulso. *Revista Ingeniería UC*, 23(2), 162–171.

Canales, M. G. (2016). Estudio de la saturación de oxígeno a través de pulsioximetría en mujeres deportistas (Tesis Doctoral no publicada). Universidad Complutense de Madrid.

Gómez Vizcaíno, S. R., Soria, S., y Roberto, F. (2011). Diseño y construcción de un prototipo de oxímetro de pulso (B.S. thesis). QUITO/EPN/2011.

Izaguirre-Ávila, R., y de Micheli, A. (2005). Evolución del conocimiento sobre la sangre y su movimiento: Parte ii. el saber sobre su composición. *iatroquímica de la sangre*. *Revista de investigación clínica*, 57(1), 85–97.

León, D. (2013). Diseño y construcción de una plataforma de telemedicina para el monitoreo de bioseñales. Dalcame, Bogotá, Colombia.

LÓPEZ SERRANO, D. (2017). Diseño e implementación de un pulsioxímetro (Tesis Doctoral no publicada).

Moreno, L. (2015). Diseño e implementación de un dispositivo para la detección de la oxigenación en sangre. Proyecto fin de carrera.

Nicolai, L. (1932). Über sichtbarmachung, verlauf und chemische kinetik der oxyhämoglobinreduktion im lebenden gewebe, besonders in der menschlichen haut. Pflügers Archiv European Journal of Physiology, 229(1), 372–384.

Ordoñez, R., Carlos, J., y Salgado Espinoza, P. A. (2013). Diseño y construcción de un oxímetro de pulso portátil (B.S. thesis). Universidad del Azuay.

Pedraza López, O. O. (2013). Diseño de un pulsioxímetro de dedo con almacenamiento de datos.

Raymundo Luyo, C. M., Bazán, T., y cols. (2012). Implementación de un pulsioxímetro con interfaz gráfica con acceso vía web.

Rebuck A, D. A., Chapman K. (2019). Estudio población ine. [urlhttps://www.ine.es/prensa/np870.pdf](https://www.ine.es/prensa/np870.pdf). (Accedido 01-10-2013)

Severinghaus, J. W., y Honda, Y. (1987). History of blood gas analysis. vii. pulse oximetry. Journal of clinical monitoring, 3(2), 135–138.

Ventosinos, S. (2010). Sistema óptico autónomo para la medida de parámetros (Tesis Doctoral no publicada). Tesis de Grado. Universidad Politécnica de Cataluña.

Web. (2019a). Componentes de la sangre. [urlhttps://es.khanacademy.org/science/biology/human-biology/circulatory-pulmonary/a/components-of-the-blood](https://es.khanacademy.org/science/biology/human-biology/circulatory-pulmonary/a/components-of-the-blood). (Accedido 30-07-2019)

Web. (2019b). Espectros absorción tipos hemoglobina. [urlhttps://docplayer.es/85886466-Presentacion-del-curso-de-bioquimica-clinica-i.html](https://docplayer.es/85886466-Presentacion-del-curso-de-bioquimica-clinica-i.html). (Accedido 30-07-2019)

Web. (2019c). Ley beer-lambert. url https://es.wikipedia.org/wiki/Ley_de_Beer-Lambert. (Accedido 5-08-2019)

Web. (2019d). Principios de funcionamiento de la pulsioximetría por transmisión. url <https://polaridad.es/monitorizacion-sensor-pulso-oximetro-frecuencia-cardiaca/>. (Accedido 2-08-2019)

Web. (2019e). Seedstudio. url <http://wiki.seedstudio.com/TinyBLE/>. (Accedido 20-06-2019)

Web. (2019f). Tipos de pulsioxímetros. url <http://blog.tecnomed2000.com/2017/07/15/tipos-de-pulsioximetros-u-oximetros-de-dedo/>. (Accedido 7-08-2019)

Web. (2019g). Valores habituales de pulso cardiaco. url <https://muyenforma.com/pulsaciones-en-reposo.html>. (Accedido 2-08-2019)

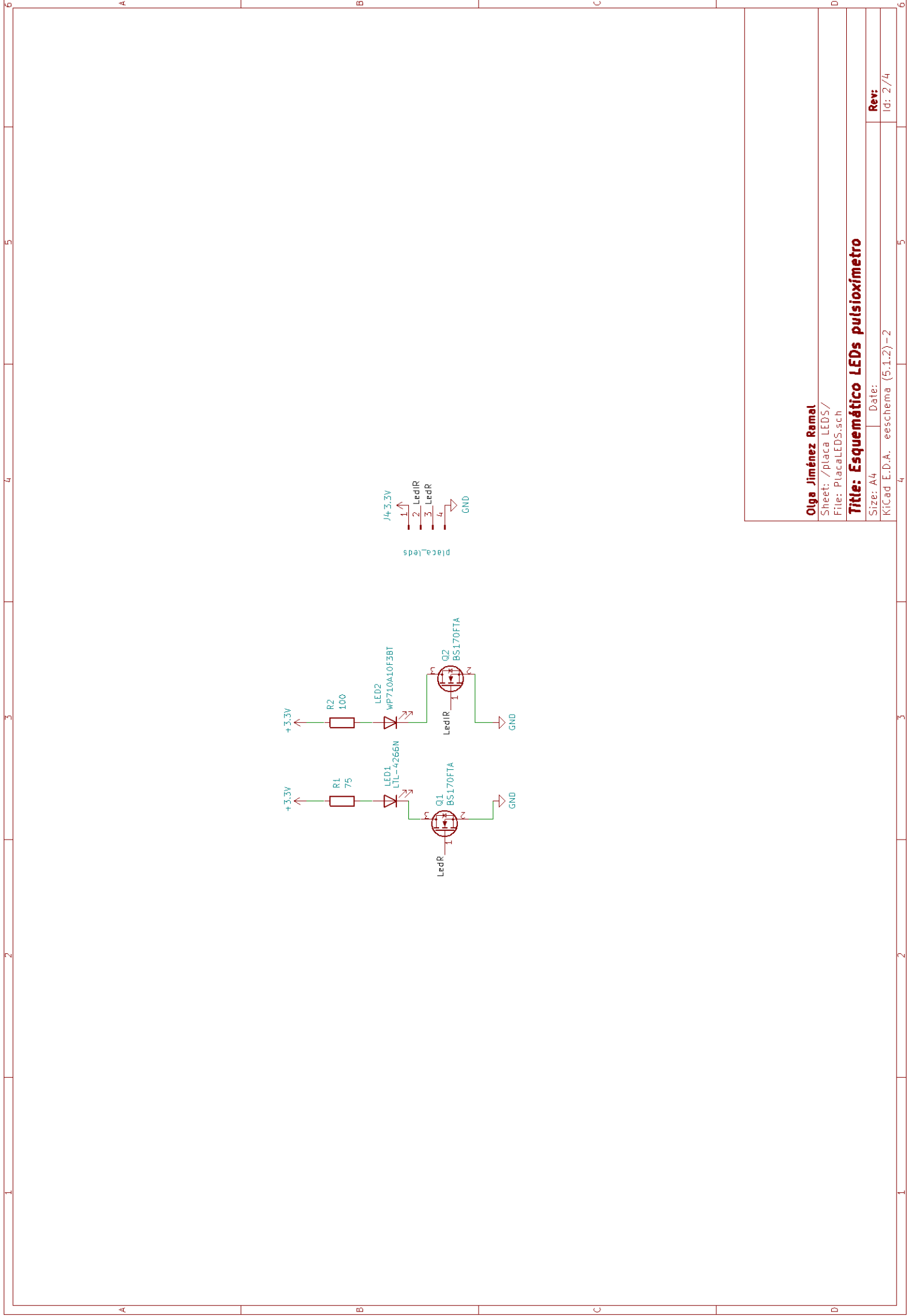
Zamudio Godínez, L. (2018). Calculations of blood volume. Revista Mexicana de Medicina Transfusional, 10(1), 14–17.

Lista de Acrónimos y Abreviaturas

AC	Corriente alterna.
APA	American Psychological Association.
BLE	Bluetooth Low Energy.
CO	Monóxido de carbono.
CO ₂	Dióxido de carbono.
COHb	Carboxihemoglobina.
DC	Corriente continua.
dl	decilitros.
F	Faradios.
g	gramos.
GND	Ground.
HbO ₂	Oxihemoglobina.
HHb	Deoxihemoglobina.
Hz	Herzios.
INE	Instituto Nacional Estadística.
Kg	Kilogramos.
KΩ	Kiloohmios.
LED	Light-emitting diode.
Max	Máximo.
MetHb	Metahemoglobina.
Min	Mínimo.
ml	mililitros.
mW	milivatios.

nm	Nanómetro.
O2	Oxígeno.
O3	Ozono.
PaCO2	Presión parcial de dióxido de carbono.
PPM	Pulsaciones por minuto.
SaO2	Saturación arterial de oxígeno.
SpO2	saturación de oxígeno por pulsioximetría.
SulfHb	Sulfhemoglobinemia.
TFG	Trabajo Final de Grado.
USB	Universal Serial Bus.
V	voltio.

ANEXO I: Esquemáticos PCB



Olga Jiménez Ramal

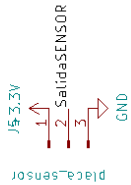
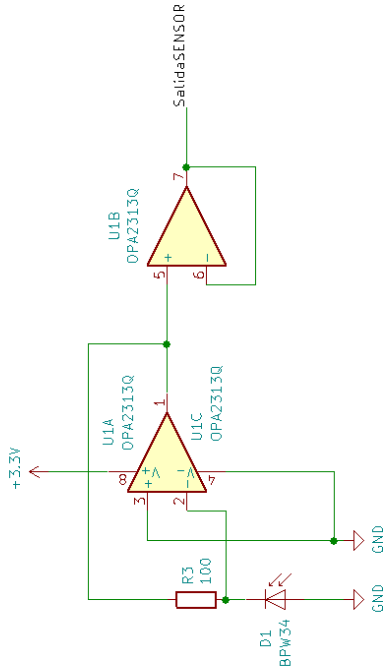
Sheet: /placa_LEDs/
File: PlacaLEDs.sch

Title: Esquemático LEDs pulsioxímetro

Size: A4 Date:

KiCad E.D.A. eeschema (5.1.2) - 2

Rev: Id: 2/4



Olga Jiménez Ramal

Sheet: /placa SENSOR/
File: placaSENSOR.sch

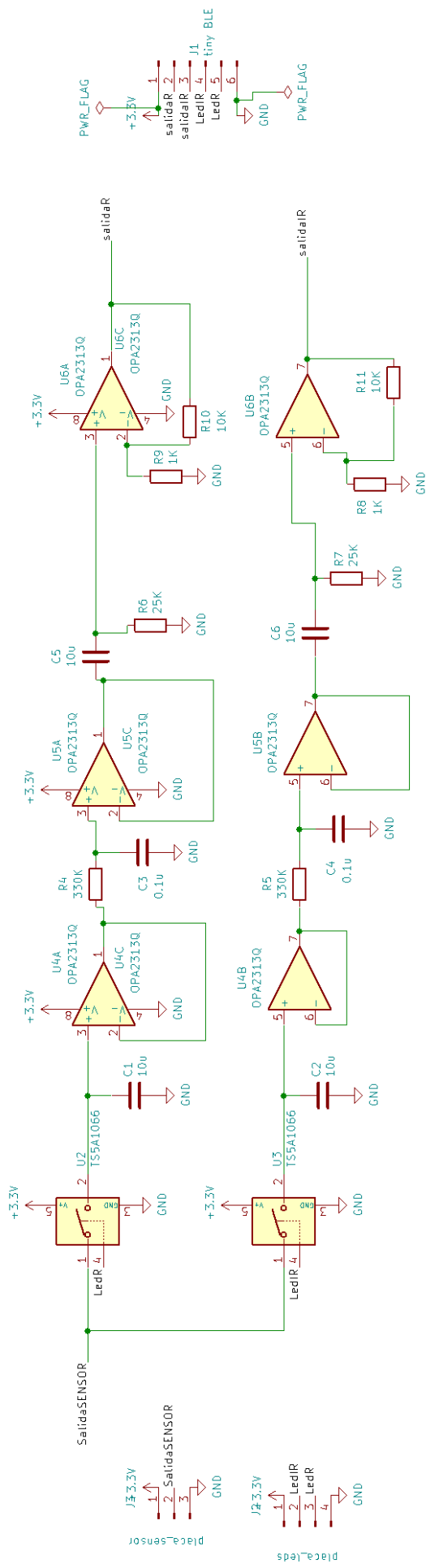
Title: Esquemático Sensor pulsioxímetro

Size: A4 Date:

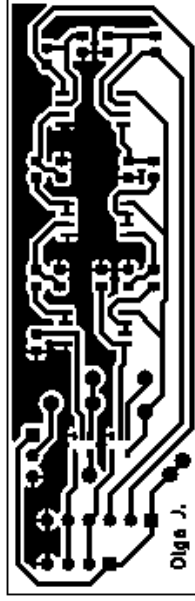
KiCad E.D.A. eeschema (5.1.2) - 2

Rev:

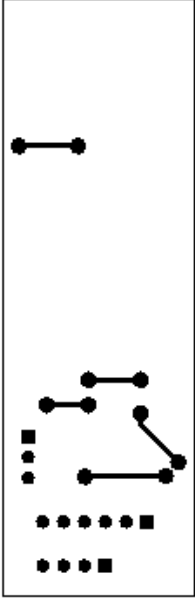
Id: 3/4



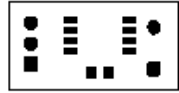
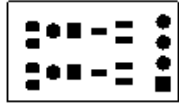
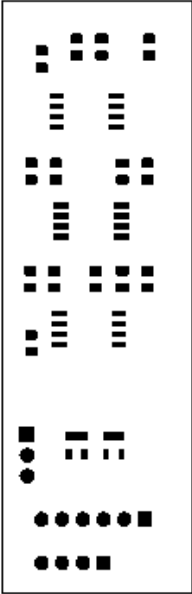
ANEXO II: Archivos gerber fabricación placas.



Sheet:			
File: PCD LEDS.kicad_pcb			
Title:			
Size: A4	Date:	Rev:	
Kicad E.D.A. pcbnew (5.1.2)-2		Id: 1/1	



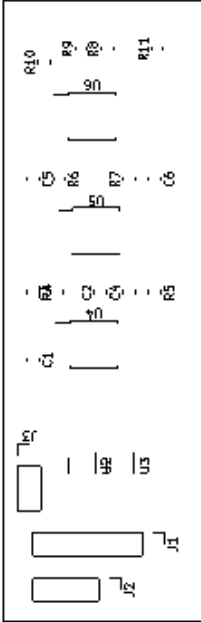
Sheet:			
File: PCD LEDS.kicad_pcb			
Title:			
Size: A4	Date:	Rev:	
KiCad E.D.A. pcbnew (5.1.2)-2		Id: 1/1	



Sheet:	
File: PCD LEDS.kicad_pcb	
Title:	
Size: A4	Date:
Kicad E.D.A. pcbnew (5.1.2) - 2	
Rev:	
Id: 1/1	



Sheet:		File: PCD LEDS.kicad_pcb	
Title:			
Size: A4	Date:	Rev:	
KiCad E.D.A. pcbnew (5.1.2)-2		Id: 1/1	



Sheet:			
File: PCD_LEDS.kicad_pcb			
Title:			
Size: A4	Date:	Rev:	
KICad E.D.A. pcbnew (5.1.2) - 2		Id: 1/1	



Sheet:			
File: PCD LEDS.kicad_pcb			
Title:			
Size: A4	Date:		
KiCad E.D.A. pcbnew (5.1.2) - 2			Rev:
			Id: 1/1

ANEXO III: Código para el cálculo de BMP.

```
#include "mbed.h"
#define UART_TX p9
#define UART_RX p11

DigitalOut Vout(p30);

DigitalOut RED(p6);
DigitalOut INFRARED(p5);

Serial pc(UART_TX, UART_RX);

AnalogIn  SignalR(p3); //Entrada LED rojo
AnalogIn  SignalIR(p4); //Entrada LED infrarrojo

int tiempo_espera = 25;

int main()
{

    uint16_t anterior,actual;
    uint16_t periodo = 0;
    uint8_t subida = 0;
    uint8_t bajada = 0;
```



```
uint8_t pico = 0;
float BPM=0;
float BPM_prom=0;
pc.baud(115200);

Vout=1;
RED=1;
INFRARED=0;
anterior=SignalR.read_u16();
wait_ms(tiempo_espera);
while(true)
{
    actual=SignalR.read_u16();
    if((actual>anterior)){

        subida++;
        pico=0;
        if(subida>20){
            subida=20;
        }

    } else {
        pico=0;
        if (subida>12){
            BPM = (60000 / float (periodo));
            BPM_prom=(BPM_prom)*0.7+(BPM)*(1-0.7);
            pc.printf("%d ms   %f bpm\n\r",periodo,BPM_prom);
            periodo=0;
            pico=100;
            subida=0;
        }
    }
}
```

```
    anterior=actual;
    wait_ms(tiempo_espera);
    periodo=periodo+tiempo_espera;

}
}
```


ANEXO IV: Código para el cálculo de SpO2.

```
#include "mbed.h"
#include "math.h"

#define UART_TX    p9
#define UART_RX    p11

DigitalOut Vout(p30);

DigitalOut RED(p6);
DigitalOut INFRARED(p5);

Serial pc(UART_TX, UART_RX);

AnalogIn  SignalR(p3);  //Entrada LED rojo
AnalogIn  SignalIR(p4); //Entrada LED infrarrojo

int tiempo_espera = 25;

int main()
{

    uint16_t antR,actR;
    uint16_t antIR,actIR;
```

```
uint16_t periodo = 0;
uint8_t subida = 0;
uint8_t pico;

float BPM=0;
float BPM_prom=0;

float ratioR;
float ratioIR;
float ratio_promR, ratio_promIR;
float ratio_total;

float Spo2;

float vmaxR=0;
float vminR=0;
float vmaxIR=0;
float vminIR=0;

pc.baud(115200);

Vout=1;

//Encender LED rojo y tomar la primera muestra.
RED=1;
INFRARED=0;
antR=SignalR.read_u16();

wait_ms(tiempo_espera);

//Encender LED infrarrojo y tomar la primera muestra
RED=0;
INFRARED=1;
```

```
antIR=SignalIR.read_u16();

wait_ms(tiempo_espera);

while(true)
{
    //Encender LED rojo y tomar la segunda muestra.
    RED=1;
    INFRARED=0;
    actR=SignalR.read_u16();

    wait_ms(tiempo_espera);

    //Encender LED infrarrojo y tomar la segunda muestra.
    RED=0;
    INFRARED=1;
    actIR=SignalIR.read_u16();

    if(subida == 0)
    {
        vminR = antR;
        vminIR = antIR;
    }
    if((actR>antR))
    {

        subida++;
        pico=0;
        if(subida>20){
            subida=20;
        }
    }
}
```

```
} else {
    if(subida == 20)
    {
        vmaxR = antR;
        vmaxIR = actIR;
    }

    pico=0;

    if (subida>12)
    {
        BPM = (60000 / float (periodo));
        BPM_prom=(BPM_prom)*0.7+(BPM)*(1-0.7);

        if(vminR > 0 && vmaxR >0 && vminIR > 0 && vmaxIR >0)
        {
            ratioR = abs(log(static_cast<float>(vminR/vmaxR)));
            ratioIR = abs(log(static_cast<float>(vminIR/vmaxIR)));

            ratio_promR=(ratio_promR)*0.7+(ratioR)*(1-0.7);
            ratio_promIR=(ratio_promIR)*0.7+(ratioIR)*(1-0.7);

            ratio_total=(ratio_promIR/ratio_promR);

            Spo2 = 110 - (25 * ratio_total);

        }

        pc.printf("%f bpm    %f spo2\n\r",BPM_prom,Spo2);
        pc.printf("    \n\r");

        periodo=0;
        pico=100;
```

```
        subida=0;
    }

}
antR=actR;
antIR=actIR;
wait_ms(tiempo_espera);
periodo=periodo+tiempo_espera;

}
}
```


ANEXO V: Presupuesto

Prototipo pulsioxímetro



Desde Cliente

Universidad de Málaga
olgajimenezramal@uma.es

Presupuesto #: EST0001
Fecha: 8 sept. 2019

Artículo	Tarifa	Cant.	Total
LTL-4266N LED ROJO	0,25 €	1	0,25 €
WP710A10F3BT LED INFRARROJO	0,37 €	1	0,37 €
BS170FTA CONMUTADOR	0,55 €	2	1,10 €
RC0805FR-0775RL RESISTENCIA 75 Ohm	0,03 €	1	0,03 €
RC0805FR-7W100RL RESISTENCIA 100 Ohm	0,10 €	2	0,20 €
BPW 34 FOTODETECTOR	0,95 €	1	0,95 €
TLV2313QDRQ1 AMPLIFICADOR OPERACIONAL	0,80 €	4	3,20 €
CC0805KKX5R7BB106 CONDENSADOR 10µF	0,19 €	4	0,76 €
cc0805krx7r6bb104 CONDENSADOR 0.1µF	0,07 €	2	0,14 €
RC0805FR-0733KL RESISTENCIA 330 KOhm	0,03 €	2	0,06 €
AC0805FR-0724K9L RESISTENCIA 25 KOhm	0,03 €	2	0,06 €
AC0805FR-7W1KL RESISTENCIA 1 KOhm	0,05 €	2	0,10 €
RC0805FR-0710KL RESISTENCIA 10 KOhm	0,03 €	2	0,06 €
TS5A1066DBVR CONMUTADOR	0,43 €	2	0,86 €
PLACA DE DESARROLLO TINY-BLE	26,57 €	1	26,57 €
CABLES PUENTE	0,01 €	7	0,07 €
Total parcial			34,78 €
Impuesto (21%)			7,30 €