



UNIVERSIDAD DE VALLADOLID

FACULTAD DE MEDICINA

ESCUELA DE INGENIERÍAS INDUSTRIALES

TRABAJO DE FIN DE GRADO

GRADO EN INGENIERÍA BIOMÉDICA

Registrador portátil de sPO_2

Portable sPO_2 recorder

Autor/a:

D.^a Laura Barea Cañas

Tutor/a:

D. José Manuel González de la Fuente

Valladolid, 20 de junio de 2023

TÍTULO:	Registrador portátil de sPO2
AUTOR/A:	D.ª Laura Barea Cañas
TUTOR/A:	D. José Manuel González de la Fuente
DEPARTAMENTO:	Departamento de Tecnología Electrónica

TRIBUNAL

PRESIDENTE:	D.ª Isabel del Valle González
SECRETARIO:	D.ª Cristina Pérez Barreiro
VOCAL:	D. José Manuel González de la Fuente
SUPLENTE 1:	D. Juan Carlos Fraile Marinero
SUPLENTE 2:	D. Javier Pérez Turiel

FECHA:

CALIFICACIÓN:

Resumen

Un oxímetro es un aparato médico, en forma de pinza y con una pequeña pantalla, que mide de manera indirecta el nivel de saturación de oxígeno en la sangre (sPO₂) de un paciente. Los adultos sanos generalmente tendrán una saturación de oxígeno del 95% al 99%, mientras que las lecturas del oxímetro de pulso por debajo del 89% suelen ser motivo de preocupación. Las personas que tienen problemas pulmonares, como enfermedad pulmonar obstructiva crónica (EPOC), asma o neumonía, o las personas que dejan de respirar temporalmente durante el sueño (apnea), pueden tener más probabilidades de tener niveles bajos de oxígeno en la sangre. La capacidad de la oximetría de pulso para proporcionar una alerta temprana para muchos problemas relacionados con los pulmones es la razón por la cual algunos médicos recomiendan que sus pacientes con COVID-19 controlen periódicamente su saturación de oxígeno.

El presente proyecto consiste en el diseño y desarrollo de un registrador portátil de saturación de oxígeno en sangre capaz de registrar y almacenar en la nube los datos recogidos, de manera que, el profesional sanitario correspondiente puede acceder fácilmente a estos registros y monitorizar a sus pacientes sin necesidad de citarles de manera presencial en la consulta. Además, este dispositivo dispondrá de una funcionalidad que permitirá emitir una alerta, tanto al paciente como al médico, en caso de que los niveles de saturación sean inadecuados.

Palabras clave: Registrador portátil, saturación de oxígeno, médicos, monitorizar.

Abstract

An oximeter is a medical device, in the form of a clamp and with a small screen, that indirectly measures the oxygen saturation level in the blood (sPO₂) of a patient. Healthy adults generally have an oxygen saturation of 95-99%, while pulse oximeter readings below 89% are often cause for concern. People who have lung problems, such as chronic obstructive pulmonary disease (COPD), asthma, or pneumonia, or people who temporarily stop breathing during sleep (apnea), may be more likely to have low blood oxygen levels. The ability of pulse oximetry to provide early warning for many lung-related problems is the reason why some doctors recommend that their COVID-19 patients have their oxygen saturation checked regularly.

This project consists of the design and development of a portable blood oxygen saturation recorder capable of recording and storing the data collected in the cloud, so that the corresponding health professional can easily access these records and monitor their patients without the need to make appointments. face-to-face at the consultation. In addition, this device will have a functionality that will allow an alert to be issued, both to the patient and to the doctor, in the event that the saturation levels are inadequate.

Keywords: Portable recorder, oxygen saturation, doctors, recording.

Agradecimientos

En primer lugar, me gustaría expresar mi más sincero agradecimiento a todos aquellos que han contribuido a la realización de este Trabajo de Fin de Grado. Ha sido un largo y gratificante viaje, y no habría sido posible sin el apoyo y la ayuda de muchas personas.

En particular, quiero agradecer a mi tutor de trabajo, José Manuel González de la Fuente, por su orientación y consejos a lo largo de todo el proceso. Gracias a su ayuda estoy presentando este trabajo.

También me gustaría agradecer a mis amigos por su apoyo incondicional a lo largo de esta etapa, en especial, a Zaira, Irene y David. Sin ellos nada de esto hubiera sido posible, me han ayudado y animado durante toda la carrera.

Finalmente, quiero reconocer y agradecer a mi familia, en concreto, a mis padres, Fernando y Cristina, a mi hermano Pablo, y a mi prima Marina. Su constante apoyo, paciencia y comprensión han sido fundamentales en mi trayectoria académica, y no puedo expresar con palabras cuánto valoro su presencia en mi vida.

Tabla de contenido

1. Introducción.....	10
1.1. Conocimientos previos	11
1.1.1. Oxígeno	11
1.1.2. Sangre.....	12
1.1.3. Hemoglobina	13
1.2. Hipótesis y objetivos.....	17
1.3. Descripción del problema	18
1.4. Estado actual	19
1.4.1. Tipos de oxímetro.....	19
1.4.2. Proyectos con objetivo similar	22
2. Trabajo desarrollado	23
2.1. Marco teórico del proyecto	23
2.1.1. Oximetría.....	23
2.1.2. Principios ópticos	29
2.1.3. Espectrofotometría	30
2.1.4. Limitaciones	35
2.2. Materiales.....	38
2.2.1. M5 Stack Core 2.....	39
2.2.2. Sensor MAX30100.....	41
2.2.3. Arduino IDE.....	44
2.2.4. ThingSpeak.....	45
2.2.5. Pulsioxímetro de dedo comercial	46
2.3. Métodos empleados	47
2.3.1. Análisis.....	47
2.3.2. Diseño.....	48
2.3.3. Implementación (programación)	48
2.3.4. Pruebas	49
3. Resultados.....	52
3.1. Desarrollo del proyecto.....	52
3.1.1. Construcción del prototipo	52
3.1.2. ThingSpeak.....	52
3.1.3. Código para el M5Core2	53
3.2. Análisis de los resultados.....	59

3.3. Limitaciones.....	60
3.4. Grado de consecución de los objetivos.....	61
4. Conclusiones.....	62
5. Aportaciones originales	62
6. Líneas futuras de trabajo	63
8. Anexos.....	67
8.1. Glosario de abreviaturas y acrónimos.....	72
8.2. Presupuesto económico del proyecto.....	73

Tabla de ilustraciones

Fig 1. Átomo de oxígeno	11
Fig 2. Células sanguíneas	13
Fig 3. Los eritrocitos almacenan la hemoglobina.....	14
Fig 4. Estructura de la hemoglobina.....	14
Fig 5. Curva de disociación de la oxihemoglobina	15
Fig 6. Representación gráfica de la oxihemoglobina	16
Fig 7. Representación gráfica de la desoxihemoglobina	16
Fig 8. Absorbancia oxihemoglobina vs desoxihemoglobina.....	17
Fig 9. Oxímetro de dedo	19
Fig 10. Oxímetro de muñeca	20
Fig 11. Oxímetro de mano.....	20
Fig 12. Oxímetro de mesa.....	21
Fig 13. Oxímetro fetal	21
Fig 14. Oxímetro pediátrico.....	22
Fig 15. Diagrama de un espectrofotómetro	31
Fig 16. Representación gráfica de la ley de Lambert	32
Fig 17. Representación gráfica de la ley de Beer	32
Fig 18. Esquema de curva de calibración en el interior de los oxímetros	34
Fig 19. Esquema espectrofotómetro de haz simple	34
Fig 20. Esquema espectrofotómetro de haz dividido	34
Fig 21. Esquema espectrofotómetro de haz doble.....	35
Fig 22. Esquema de resultado de la señal total absorbida	36
Fig 23. Extracción de la señal pulsátil (sangre arterial)	36
Fig 24. Registro luz roja y ambiente en el detector	37
Fig 25. Registro luz infrarroja y ambiente en el detector	37
Fig 26. Registro luz ambiente en el detector	38
Fig 27. Obtención de los niveles de luz roja e infrarroja.....	38
Fig 28. M5 Core2	39
Fig 29. Parte posterior de M5 Core2 y diagrama esquemático de M-BUS.....	40
Fig 30. Diagrama de bloques del sistema	42
Fig 31. Sensor MAX30102.....	42
Fig 32. Mini Heart Rate Unit (MAX30100) Pulse Oximeter	44

Fig 33. Configuración MAX30100: M5Stack vs Maxim Integrated.....	44
Fig 34. Diferentes opciones de visualización de datos en ThingSpeak.....	46
Fig 35. Oxímetro de dedo Wawech (modelo YM201).....	46
Fig 36. Registro simultáneo con oxímetro comercial y prototipo.....	49
Fig 37. Gráfica comparación valores SpO ₂ oxímetro comercial vs prototipo.....	50
Fig 38. Gráfica comparación valores HR oxímetro comercial vs prototipo.....	51
Fig 39. Canal creado en ThingSpeak.....	52
Fig 40. Establecer conexión WiFi.....	58
Fig 41. Mostrar valores medidos. (Izquierda) Latido. (Derecha) No latido.....	58
Fig 42. Registro de valores en el canal de ThingSpeak.....	58
Fig 43. App ThingSpeak para móvil.....	59

1. Introducción

Un oxímetro de pulso o pulsioxímetro es un dispositivo médico que mide de manera indirecta la saturación de oxígeno de la sangre. En estos últimos años este dispositivo se ha convertido en una herramienta fundamental de monitorización a causa de la reciente pandemia vivida. La dificultad para respirar es uno de los síntomas asociados al coronavirus. Aunque la mayoría de las veces es un signo fácil de detectar por el paciente, no siempre es así, ya que hay casos, en los que esta disnea no es percibida por el afectado, dando lugar a una hipoxia o falta de aire silenciosa. No obstante, el uso de este dispositivo ya era elevado antes de esto. Su mayor ventaja es que se trata de aparatos bastante accesibles, de fácil manejo y no muy grandes (salvo ciertos tipos de oxímetros usados en hospitales que poseen grandes dimensiones debido a su elevada precisión y su medición continua).

En ciertas ocasiones es necesario ingresar a los pacientes para poder llevar a cabo un control continuo de su saturación de oxígeno durante un cierto periodo de tiempo. El coste medio de una persona por cada día que pasa en el hospital ingresado es de alrededor de los 700€ [1]. Se trata de un elevado gasto para una paciente que realmente no necesita más que una monitorización continua. Afortunadamente, en España contamos con una sanidad pública, pero hay otros países donde esto no es así, y las personas no se pueden permitir permanecer ingresadas por motivos económicos. Además de este gasto económico, también supone un gasto de recursos sanitarios, ya que se está ocupando una cama que podría ser necesaria para otro paciente que precisara de una intervención de urgencia o de unos cuidados inmediatos y únicamente proporcionados en el hospital. Por ello, encontrar una forma de que estos pacientes fueran monitorizados a distancia sería un gran avance desde el punto de vista sanitario.

Actualmente ya existen disponibles en el mercado oxímetros capaces de acumular los datos registrados a lo largo de un periodo de tiempo, los cuales podemos visualizar mediante su vinculación con un ordenador. Sin embargo, los modelos actuales no cuentan con la capacidad de comunicar o transmitir la información a distancia.

Con este trabajo, lo que se pretende es crear un registrador portátil de SpO₂. Es decir, un dispositivo, tipo holter, que pueda ser llevado por el paciente continuamente (por ejemplo, guardado en el bolsillo, y comunicado, mediante un cable, al dedo o muñeca), de manera que, la información que se vaya registrando se vaya almacenando en la nube, a la cual tendrá acceso el médico correspondiente. Con esto conseguiremos que el paciente este monitorizado las 24 horas del día, permitiendo al médico acceder al historial de registros sin necesidad de citar al paciente en consulta. Además, se programaría una alarma que diera aviso, tanto al médico como al paciente, en caso de que los niveles de oxígeno fueran inadecuados.

El objetivo de este trabajo no es solo facilitar el acceso del especialista sanitario a los datos del paciente y su continua monitorización, sino, también, disminuir la carga sanitaria y de personal que suponen todas estas consultas destinadas al chequeo de los dispositivos, ya que son muchas las personas que precisan de este control y no hay especialistas suficientes como para satisfacer la elevada y creciente demanda. Por otro lado, evitaría a pacientes de riesgo, así como a las personas que viven en áreas rurales o

de difícil acceso, acudir al propio hospital. También sería de gran utilidad si se diera otra pandemia mundial, como la causada por el covid-19.

1.1. Conocimientos previos

Antes de introducirnos en el problema abordado, es preciso que tengamos claro una serie de conocimientos básicos que nos ayudarán posteriormente a la hora de entender los procedimientos empleados.

1.1.1. Oxígeno

El oxígeno es un elemento químico de número atómico 8 (8 protones en su núcleo atómico), símbolo O y peso atómico 15,9994 g/mol. Se encuentra en el grupo 16 y el periodo 2 de la tabla periódica (no metales). En su forma molecular más frecuente, O₂, es un gas a temperatura ambiente. Es el elemento más abundante en la corteza terrestre (representa aproximadamente el 21% en volumen de la composición de la atmósfera terrestre), siendo uno de los elementos más importantes de la química orgánica. Participa de forma muy importante en el ciclo energético de los seres vivos, siendo esencial en la respiración celular de los organismos aeróbicos. [2]

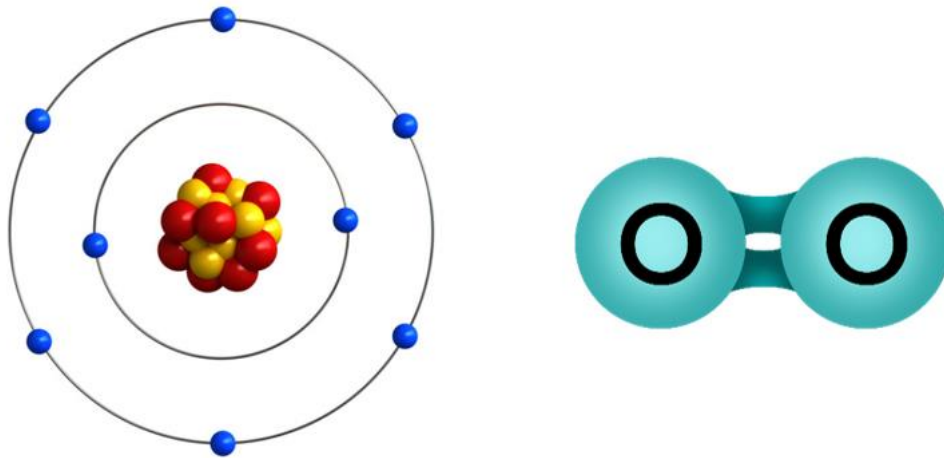


Fig 1. Átomo de oxígeno

Todo ser humano necesita oxígeno para respirar, pero como ocurre con otras muchas sustancias, un exceso de oxígeno no es bueno, resultando tóxico para los seres vivos por su alta capacidad oxidante. Si uno se expone a grandes cantidades de oxígeno durante mucho tiempo, se pueden producir daños en los pulmones, así como otra serie de síntomas, tales como náuseas, mareos, espasmos musculares, convulsiones y pérdidas de visión y conocimiento. Respirar un 50-100% de oxígeno a presión normal durante un periodo prolongado provoca daños en los pulmones. Por ello, las personas que en su trabajo sufren exposiciones frecuentes o potencialmente elevadas a oxígeno puro, deben hacerse un chequeo de funcionamiento pulmonar antes y después de desempeñar ese trabajo [2].

De igual modo, si la saturación de oxígeno en sangre es baja, es decir, se encuentra por debajo de los niveles normales, puede generar diversas consecuencias para la salud. Algunas de ellas incluyen:

- **Hipoxemia.** La hipoxemia se produce cuando hay una disminución en la cantidad de oxígeno en la sangre. Esto puede llevar a una insuficiente oxigenación de los tejidos y órganos, lo que puede afectar en su funcionamiento adecuado.
- **Dificultad para respirar.** La baja saturación de oxígeno puede provocar dificultad para respirar, ya que el cuerpo intenta compensar la falta de oxígeno aumentando la frecuencia respiratoria y la profundidad de la respiración.
- **Fatiga y debilidad.** La falta de oxígeno genera una sensación de cansancio, debilidad y falta de energía.
- **Desorientación y confusión.** El cerebro necesita un suministro constante de oxígeno para funcionar correctamente. Cuando la saturación de oxígeno es baja, puede haber síntomas de desorientación y confusión.
- **Daño a órganos vitales.** La falta de oxígeno puede dañar órganos vitales como el corazón y el cerebro, lo que puede ocasionar problemas cardíacos, accidentes cerebrovasculares u otros trastornos graves.

La baja saturación de oxígeno en sangre puede ser un síntoma de una afección subyacente o una enfermedad grave, como EPOC, neumonía, insuficiencia cardíaca o problemas respiratorios agudos.

1.1.2. Sangre

La sangre es un tejido vital compuesto por una fracción líquida (80%) y otra sólida (20%). El componente líquido, conocido como plasma, está compuesto principalmente por agua, sales minerales y proteínas, y representa más de la mitad del volumen total del cuerpo. Por otro lado, la parte sólida de la sangre está compuesta por glóbulos rojos, glóbulos blancos y plaquetas y es lo que la aporta su carácter denso [3]. Cada una de estas células posee un papel esencial dentro del sistema:

- Los glóbulos rojos o eritrocitos suministran oxígeno desde los pulmones a los tejidos y órganos. Se trata de las células sanguíneas más numerosas (un adulto sano posee alrededor de 35 billones), representando el 96% de las células sanguíneas. La tasa de producción es de 2,4 millones células/segundo, con una vida media de 120 días [4].
- Los glóbulos blancos o leucocitos son los encargados de combatir a las infecciones formando parte del sistema inmunitario del cuerpo. Sus formas y tamaños son muy variados. Durante las infecciones, el número de leucocitos aumenta considerablemente. No obstante, si lo comparamos con el número de

glóbulos rojos, su presencia es baja (un adulto sano contiene 700 veces más glóbulos rojos que blancos). Es decir, representan el 3% de las células sanguíneas. Su vida media es variable, algunos viven menos de un día, pero otros viven mucho más tiempo. Dentro de este grupo podemos diferenciar distintos tipos de células (monocitos, linfocitos, neutrófilos, eosinófilos, basófilos y macrófagos), cada una de ellas con una función particular [4].

- Las plaquetas o trombocitos ayudan a la coagulación de la sangre cuando el organismo sufre un corte o una herida, es decir, su objetivo es el de detener el flujo de sangre fuera del cuerpo. Tan solo representan el 1% de las células sanguíneas. La vida media de las plaquetas está en torno a los seis días [4].

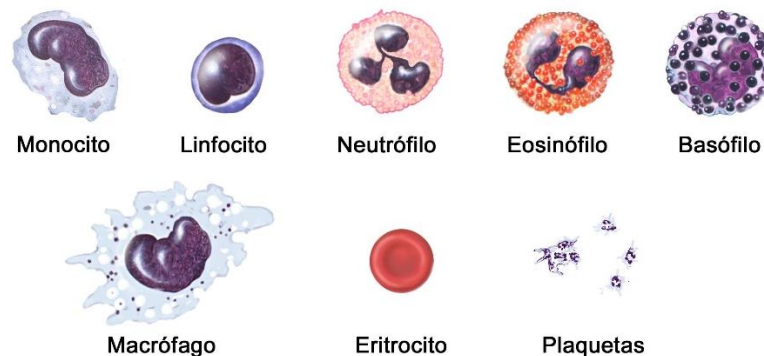


Fig 2. Células sanguíneas

La producción de nuevas células sanguíneas tiene lugar, principalmente, en la médula ósea y en el material esponjoso del interior de los huesos.

El aparato circulatorio es la ruta por la cual las células del organismo reciben el oxígeno y los nutrientes que necesitan, pero es la sangre la que transporta el oxígeno y los nutrientes.

Por tanto, la sangre es la encargada de transportar el oxígeno de los pulmones al resto del organismo, así como los nutrientes procedentes del aparato digestivo. También se lleva el dióxido de carbono y todos los productos de desecho que el organismo no necesita. Los riñones se encargan del filtrado y limpieza de la sangre. Aparte de estas dos funciones principales, la sangre ayuda a mantener la temperatura corporal adecuada, al transporte de hormonas y factores de coagulación, y del envío de anticuerpos para luchar contra las infecciones [4].

1.1.3. Hemoglobina

Los vertebrados terrestres captan el oxígeno a través de los pulmones, y este ha de ser transportado a todos los órganos, puesto que todos ellos lo requieren para su correcto funcionamiento. El vehículo mediante el cual se produce el transporte, como hemos mencionado anteriormente, es la sangre. Sin embargo, la molécula de dióxido de oxígeno (O_2) es muy apolar, y teniendo en cuenta que el 79% de la sangre es agua, la cantidad de oxígeno que se puede transportar disuelto en la sangre supone tan sólo el 2% del requerido. Por esta razón, es necesario otro medio de transporte que nos permita llevar

este 98% restante del oxígeno a los tejidos y órganos. Este medio de transporte alternativo que se utiliza es la hemoglobina (Hb).

La hemoglobina es una proteína globular, con un núcleo de hierro, que se encuentra presente en los eritrocitos en altas concentraciones, y se encargan de fijar el oxígeno en los pulmones y transportarlo a través de la sangre hacia los distintos tejidos de nuestro organismo. Al volver a los pulmones, desde la red de capilares, la hemoglobina actúa como transportador de CO₂ y de protones. Esta proteína es capaz de cargarse con 4 moléculas de dioxígeno. [5]

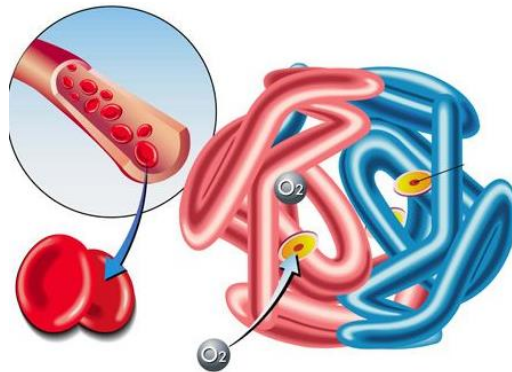


Fig 3. Los eritrocitos almacenan la hemoglobina

Los valores normales en sangre son de 13 – 18 g/ dl en el hombre y 12 – 16 g/ dl en la mujer. [6]

La biosíntesis de la hemoglobina guarda estrecha relación con la eritropoyesis. Cada una de las cadenas polipeptídicas de la hemoglobina cuenta con genes propios: α , β , δ , γ , ϵ . Los genes α y β son independientes y se ubican en cromosomas distintos (brazo corto cromosoma 16 y 11 respectivamente) [6].

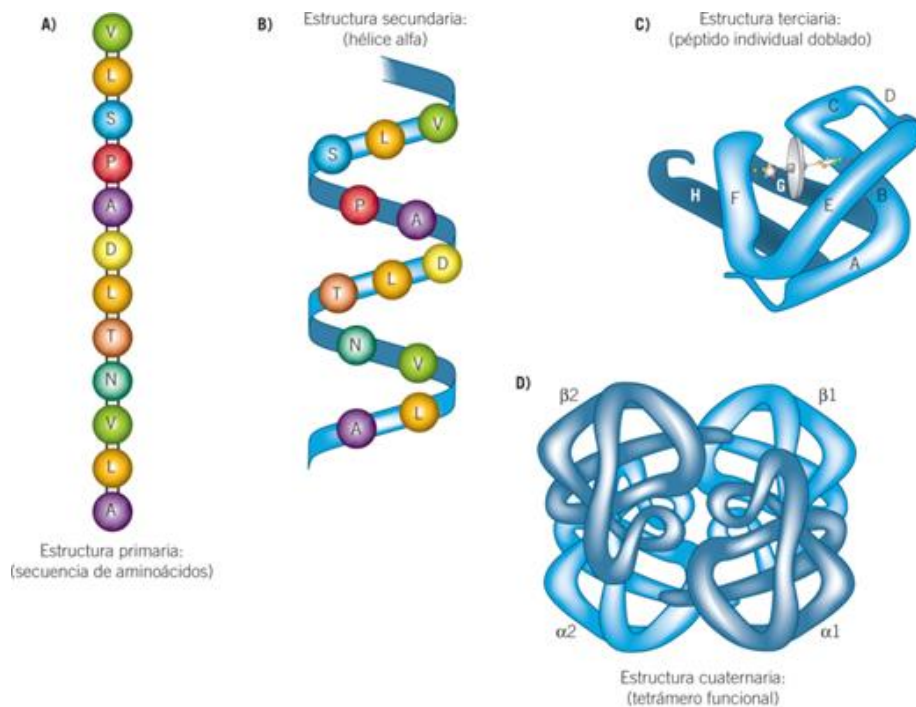


Fig 4. Estructura de la hemoglobina

Estructuralmente, la hemoglobina es un tetrámero formado de la unión de 4 cadenas polipeptídicas, 2 α y 2 β . Cada globina contiene un grupo prostético (grupo hemo) formado por un átomo de hierro y un anillo de porfirina.

Las subunidades proteicas se mantienen unidas mediante enlaces no covalentes y ocupan diferentes posiciones relativas en la desoxihemoglobina y la oxihemoglobina. La forma desoxi- se denomina forma tensa (T) y presenta baja afinidad por el oxígeno; la unión del oxígeno causa la ruptura de enlaces iónicos y de puentes de hidrógeno favoreciendo la forma relajada (R).

La unión del oxígeno a la Hb presenta una curva de saturación sigmoidea, que refleja la unión cooperativa del oxígeno, consecuencia de la estructura cuaternaria de la Hb. La capacidad de la hemoglobina para unir el oxígeno de forma reversible se ve modulada por la presión de CO_2 ($p\text{CO}_2$), el pH, y la disponibilidad de 2,3-bisfosfoglicerato, tal y como podemos apreciar en la gráfica de la Fig 5. Así la liberación de O_2 de la hemoglobina se ve intensificada cuando disminuye el pH o aumenta la $p\text{CO}_2$ (Efecto Bohr). [7]

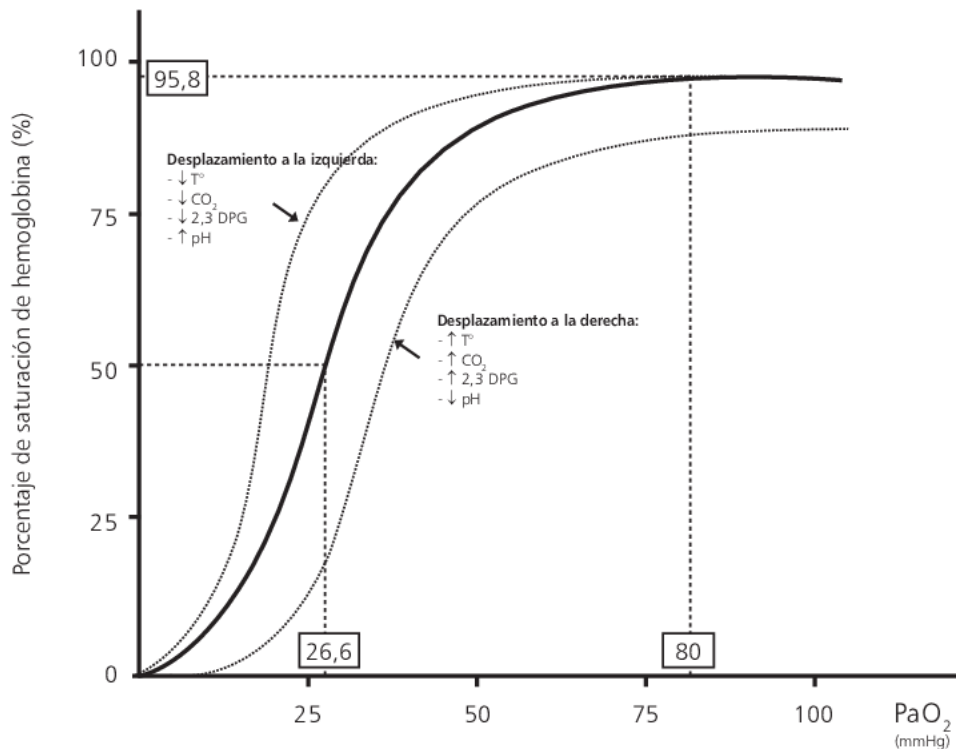


Fig 5. Curva de disociación de la oxihemoglobina

Durante la eritropoyesis es fundamental que las cadenas α -globinas, β -globinas y el grupo hemo estén en proporciones estequiométricas 2:2:4 para el correcto ensamblaje de la hemoglobina, ya que el desequilibrio entre estos tres componentes puede ser perjudicial. [8]

Existen una gran variedad de tipos de hemoglobina: A, A2, S, F, glucosilada, etc., sin embargo, para este trabajo, nos van a interesar dos tipos de hemoglobina en concreto, dada su capacidad de absorción de luz a una determinada longitud de onda y su comportamiento fisiológico al interactuar con el oxígeno. Se trata de la oxihemoglobina y la desoxihemoglobina.

1.1.3.1. Oxihemoglobina

Se trata del compuesto formado por la unión de la hemoglobina con el oxígeno, siendo esta la forma en que es transportado en la sangre. Es decir, se trata de la molécula hemoglobina cuando se encuentra unida al oxígeno.

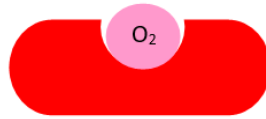


Fig 6. Representación gráfica de la oxihemoglobina

Esta unión del oxígeno a la hemoglobina es esencial para que el oxígeno pueda ser transportado de los pulmones a los tejidos periféricos. En los pulmones, la hemoglobina se encuentra en su forma desoxigenada, llamada desoxihemoglobina, y cuando entra en contacto con el oxígeno, se produce la oxigenación y se convierte en oxihemoglobina.

La oxihemoglobina es más brillante y de color rojo brillante en comparación con la desoxihemoglobina, que tiene un color más oscuro. Esto se debe a que el oxígeno se une a la hemoglobina, lo que altera su estructura y causa cambios en su coloración. Por esta razón, también recibe el nombre de hemoglobina oxigenada (HbO₂).

La medición de la SpO₂ se basa en la capacidad de la oxihemoglobina para absorber la luz roja e infrarroja. Los dispositivos de pulsioximetría utilizan esta propiedad para determinar el porcentaje de oxihemoglobina en la sangre y estimar la saturación de oxígeno [5].

1.1.3.2. Desoxihemoglobina

Se trata de las moléculas de hemoglobina cuando esta pierde el oxígeno, es decir, es aquella que no está saturada en su totalidad.



Fig 7. Representación gráfica de la desoxihemoglobina

A diferencia de la oxihemoglobina, que se forma cuando el oxígeno se une a la hemoglobina en los pulmones, la desoxihemoglobina no está unida a moléculas de oxígeno y tiene una afinidad menor por el mismo.

La desoxihemoglobina es de color más oscuro que la oxihemoglobina y se le atribuye el tono azul-rojizo característico de la sangre venosa desoxigenada. Por esta razón, también recibe el nombre de hemoglobina reducida (HHb).

Una vez que la hemoglobina se ha liberado del oxígeno en los tejidos periféricos, se convierte en desoxihemoglobina y está lista para volver a los pulmones y recoger más oxígeno en el siguiente ciclo de la circulación sanguínea.

La medición de la desoxihemoglobina no se realiza directamente en los dispositivos de pulsioximetría, ya que estos se centran en la medición de la oxihemoglobina y la estimación de la saturación de oxígeno en sangre. Sin embargo, la relación entre la oxihemoglobina y la desoxihemoglobina permite inferir los niveles de esta última a partir de la diferencia entre los dos tipos de hemoglobina. Por tanto, la desoxihemoglobina es un indicador de la cantidad de hemoglobina sin oxígeno en la sangre [5].

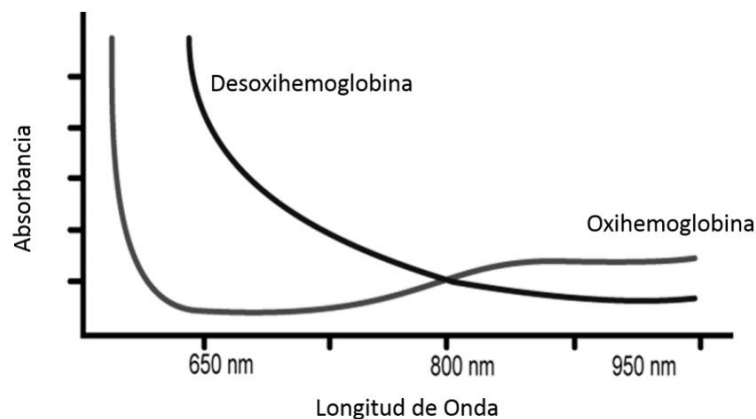


Fig 8. Absorbancia oxihemoglobina vs desoxihemoglobina

Tal y como podemos apreciar en la Fig 8., la oxihemoglobina absorbe mayor cantidad de radiación infrarroja, mientras que la desoxihemoglobina absorbe mayor cantidad de radiación roja, lo cual va a ser fundamental a la hora de diferenciarlas.

1.2. Hipótesis y objetivos

Con este trabajo, lo que se pretende es crear un registrador portátil de SpO₂. Es decir, un dispositivo, tipo holter, que pueda ser llevado por el paciente continuamente (por ejemplo, guardado en el bolsillo, y comunicado, mediante un cable, al dedo o muñeca), de manera que, la información que vaya registrando se vaya almacenando en la nube a la cual tendrá acceso nuestro médico. Con esto conseguiremos que el paciente este monitorizado las 24 horas del día, permitiendo al médico acceder al historial de registros sin necesidad de citar al paciente en consulta. Además, se programaría una alarma que diera aviso tanto al médico como al paciente, en caso de que los niveles de oxígeno fueran inadecuados. Con ello se pretende disminuir la carga sanitaria y personal que suponen todas estas consultas para el chequeo de los dispositivos, ya que son muchas las personas que precisan de este control y no hay especialistas suficientes como para satisfacer la elevada y creciente demanda.

Con todo esto, la hipótesis que se plantea es que, la creación de un registrador portátil de SpO₂ capaz de registrar datos de forma continua y subirlos a la nube mejorará la monitorización de dicho paciente, así como evitará situaciones de extrema gravedad, ya

que el médico y el propio paciente, recibirán una alerta inmediata en caso de emergencia.

El objetivo principal de este trabajo es crear un registrador portátil de SpO₂, que pueda llevar el sujeto las 24 horas del día sin suponer un estorbo en su vida cotidiana.

Como objetivos secundarios, se plantean los siguientes:

- 1) Subida de los datos registrados a la nube, a la cual tendrá acceso el personal sanitario correspondiente y el paciente.
- 2) Registro simultáneo de la frecuencia cardiaca.
- 3) Representación gráfica de los valores de SpO₂ y frecuencia cardiaca.
- 4) Programación de una alarma que avise tanto al paciente como al médico responsable de valores anormales en la saturación del sujeto.

1.3. Descripción del problema

En los últimos años, los oxímetros se han convertido en una herramienta crucial para la monitorización, especialmente debido a la pandemia de COVID-19. La dificultad respiratoria es uno de los síntomas asociados al coronavirus. Aunque generalmente es un signo que el paciente puede reconocer fácilmente, en algunos casos, la disnea puede pasar desapercibida, lo que se conoce como hipoxia silenciosa. Sin embargo, es importante destacar que el uso de estos dispositivos ya era ampliamente difundido antes de esta situación.

En algunas situaciones, es necesario hospitalizar a los pacientes para realizar un seguimiento constante de su nivel de saturación de oxígeno durante un período determinado. El costo promedio por día de hospitalización de una persona es de aproximadamente 700€ [1]. Por tanto, la monitorización continua de un paciente representa un gasto significativo, especialmente cuando no se requiere ingreso hospitalario. En países con sistemas de salud no públicos, este gasto puede ser inaccesible para muchas personas. Además del impacto económico, este enfoque también agota los recursos sanitarios al ocupar camas que podrían ser necesarias para otros pacientes.

En este sentido, sería un avance importante encontrar una solución que permita monitorear a estos pacientes de manera remota. Esto beneficiaría tanto en términos de atención médica como de costos, ya que se evitarían gastos innecesarios y se liberarían recursos hospitalarios para aquellos que los necesiten con urgencia.

Todas estas consultas destinadas al seguimiento de estos dispositivos generan una carga significativa para el sistema sanitario y el personal médico. La demanda de estos controles es alta y está en constante aumento, pero no hay suficientes especialistas disponibles para satisfacerla. Esta situación se agrava debido a que muchos de estos pacientes son ancianos o tienen enfermedades concomitantes, lo que significa que acudir al hospital representa un riesgo adicional para ellos. Una infección viral en su caso podría desencadenar un cuadro crítico.

1.4. Estado actual

La pulsioximetría es una metodología médica no invasiva mediante la cual se determina el porcentaje de saturación de oxígeno de la hemoglobina en sangre, con ayuda de métodos fotoeléctricos. Para la práctica de esta técnica, se utilizan los pulsioxímetros, siempre en partes del cuerpo que sean relativamente translúcidas y que tengan un buen flujo sanguíneo, como los dedos de la mano o el lóbulo de la oreja. Los pulsioxímetros emiten luces con longitudes de onda, rojas e infrarrojas, que pasan secuencialmente desde un emisor hasta un fotodetector a través del paciente. A través de este fotodetector podemos medir la absorbencia de cada longitud de onda causada por la sangre arterial (componente pulsátil), excluyendo la sangre venosa, la piel, los huesos, el músculo o la grasa. Con todos estos datos nos será posible calcular la saturación de oxígeno en sangre [9].

1.4.1. Tipos de oxímetro

Existen diversos tipos de oxímetros en el mercado, cuya elección varía en función de las necesidades del paciente y el ambiente en el que nos encontremos [9].

A) Oxímetro de dedo

Se trata del oxímetro más común y utilizado. Este dispositivo es una especie de clip que se coloca en el dedo y tiene un pequeño ordenador con pantalla. Es portátil, y se puede colocar en el bolsillo o en el bolso. Se caracterizan por su ligereza y tamaño reducido, lo que los convierte en pulsioxímetros ideales para botiquines de emergencia. Funciona a través de luz, en un lado un LED emite luz, y en el opuesto un fotorreceptor medirá la cantidad de luz recibida. Es fácil de utilizar e interpretar, ya que simplemente basta con colocarlo en el dedo índice y nos muestra las lecturas del nivel de oxígeno en la sangre en la pantalla.

Entre todos los oxímetros de pulso, este es el más fácil de usar ya que incluso si la persona que va a utilizar no sabe nada acerca de cómo obtener las lecturas del oxímetro, será capaz de hacerlo correctamente debido a su sencillez, eficiencia y practicidad. No necesita cables para su uso ya que funciona con pilas o batería recargable.

Algunos oxímetros de este tipo cuentan con un sonido o un vibrador que sirven de alarma. Además, se trata de los oxímetros más baratos que hay en el mercado [9].



Fig 9. Oxímetro de dedo

B) Oxímetro de muñeca

Estos oxímetros están diseñados con una sonda para el dedo que se conecta a una pantalla la cual se coloca alrededor de la muñeca, similar a un reloj. A través de la pantalla se proporciona la lectura de SpO₂.

Aunque estos oxímetros de muñeca tienen un tamaño compacto similar a los de dedo, son un poco más costosos. Sin embargo, son extremadamente útiles para monitoreos a largo plazo o durante la noche, brindando una opción conveniente y precisa [9].



Fig 10. Oxímetro de muñeca

C) Oxímetro de mano

Este tipo de oxímetros se usa comúnmente en hospitales y centros de salud por la mayor calidad que ofrece respecto de los oxímetros de dedo, aunque, por contrapartida, son más caros y aparatosos. También se usan durante el traslado de los pacientes.

Consta de diferentes partes: el sensor que se aplica en el dedo del paciente, un pequeño ordenador con pantalla que procesa y muestra la información, y el cable o sonda que los une [9].



Fig 11. Oxímetro de mano

D) Oxímetro de mesa

Se trata de los oxímetros de mayores dimensiones, comparados con todos los demás, y también, los más caros. La pantalla viene con una sonda para el dedo, que se conecta y mantiene constante el monitoreo. Aportan medidas muy fiables y precisas [9]. Pueden ser de dos tipos:

- Avanzado: el equipo tiene la capacidad de presentar las tendencias gráficas y/o tabulares de SpO₂ y pulso de al menos 24 horas y contar con despliegue de gráfica pletismográfica.
- Básico: el equipo sólo hace el despliegue digital de SpO₂ y la frecuencia de pulso o frecuencia cardiaca.

En el hospital se puede encontrar en los servicios de quirófanos, unidad de cuidados intensivos, urgencias, hospitalización, tococirugía, cirugía ambulatoria y neonatología.



Fig 12. Oxímetro de mesa

E) Oxímetro fetal

Este tipo de oxímetro es esencial para conocer los niveles de oxígeno en el feto, especialmente durante la labor de parto, ya que es muy difícil o casi imposible conectar una sonda a un bebé. Gracias a estos dispositivos este problema se resuelve fácilmente.

Este oxímetro fue desarrollado en los 90 y cuenta con una sonda que puede ser insertada en el canal de nacimiento o en el cráneo.

El sensor de luz se dispara a través de la sonda y mide el nivel de hemoglobina en el cuero cabelludo del bebé. El sensor se conecta a un cable que conduce a un ordenador.

Uno de los beneficios de este oxímetro es que la sonda también puede medir los latidos del corazón del bebé, lo que le convierte en el más utilizado en las salas de parto [9] [10].



Fig 13. Oxímetro fetal

F) Oxímetro pediátrico

Este tipo de oxímetro es usado por los pediatras, es parecido a los oxímetros de mesa o de mano, la única diferencia es el tamaño de la sonda, así como el usuario al que va destinado.

Se usa en pacientes en un rango de edad comprendido entre los 2 años y medio y los 8 años, ya que utiliza una sonda de un tamaño mucho más pequeño en comparación al normal. Para los recién nacidos (30 días) se usa una sonda que se ata al dedo del pie del bebé [9] [10].



Fig 14. Oxímetro pediátrico

1.4.2. Proyectos con objetivo similar

Se ha realizado una búsqueda intensiva por la red a través de diferentes bases de datos como “PubMed”, “IEEE Xplore” o “Google Scholar”, destacando tres trabajos en particular dado su objetivo y/o el desarrollo empleado para conseguirlo:

A) Recogida y análisis de los datos de un pulsioxímetro a través de una aplicación móvil. (Vaello Pérez & Mauri, 2022) [11]

El presente proyecto consiste en el diseño y desarrollo de una aplicación móvil “bajo demanda” a la que se le conecta un pulsioxímetro comercial de bajo coste a través de Bluetooth. Esta aplicación recoge los datos enviados por el pulsioxímetro para posteriormente realizar su análisis y mostrarlos en la aplicación de manera fácil y visual. Los datos enviados por el pulsioxímetro permiten calcular otros parámetros de gran utilidad clínica con los que poder detectar algunas de las anomalías cardiovasculares más comunes en los pacientes, como, por ejemplo, el índice de variabilidad pletismográfica (muy útil para saber la respuesta a la administración de fluidos que tendrá el paciente), la relación entre la curva pletismográfica y el pulso cardíaco, calculando amplitudes, áreas bajo la curva, etc.

B) Implementación de un oxímetro de pulsos para monitorizar la desaturación del paciente a distancia. (Quispe et al., 2019) [12]

En esta tesis el autor trata de diseñar un sistema remoto de medición de pulso a un paciente que se encuentre en su domicilio, de tal forma que se pueda verificar que está recibiendo una adecuada oxigenación.

C) Diseño y construcción de un oxímetro de pulso. (Bencomo et al., 2016) [13]

Este trabajo presenta el diseño y construcción de un prototipo de oxímetro de pulso portátil, sencillo, de bajo costo y fácil manejo, que es capaz de medir los niveles de saturación de oxígeno SpO₂ en la sangre arterial y el ritmo cardíaco, variables

importantes en el cuidado de pacientes en terapia intensiva, de forma continua y no invasiva. El oxímetro de pulso construido fue ajustado para adecuar la respuesta del sensor seleccionado a la curva de calibración de SpO₂.

2. Trabajo desarrollado

2.1. Marco teórico del proyecto

2.1.1. Oximetría

La oximetría de pulso es una forma de medir cuánto oxígeno contiene la sangre. Gracias a un pequeño dispositivo, llamado oxímetro de pulso, es posible medir los niveles de oxígeno en sangre sin necesidad de pinchar al sujeto con una aguja. El nivel de oxígeno en sangre calculado con un oxímetro se denomina “nivel de saturación de oxígeno” (SpO₂). Este porcentaje indica cuánto oxígeno transporta la sangre en relación al máximo que sería capaz de transportar [14].

Por tanto, la saturación de oxígeno es sencillamente la fracción de hemoglobina saturada en oxígeno con respecto a la hemoglobina total en sangre del paciente, representada en forma de porcentaje. Para asegurar que las células de nuestro organismo reciben la cantidad adecuada de oxígeno, los niveles de saturación deben encontrarse en el rango comprendido entre el 95% y el 100%. Si los valores varían entre el 91% y el 94%, el sujeto está dentro de la normalidad, aunque debe ser controlado. Una saturación inferior al 90% indica hipoxemia, es decir, una llegada insuficiente de oxígeno, y por debajo del 80% esta hipoxemia se considera severa. No obstante, estos valores porcentuales varían en función de la ubicación en la que se ha realizado la medición, y de las condiciones clínicas del paciente [15].

Existen dos principales formas de medir esta saturación en sangre: la pulsioximetría y la gasometría arterial.

La medición de la saturación arterial de oxígeno por gasometría (SaO₂) conlleva la extracción de sangre y su análisis con un analizador de gas en sangre, que medirá los niveles de oxígeno y dióxido de carbono en sangre. Se suele realizar como una prueba complementaria que permite obtener información, aparte de la cantidad de oxígeno en sangre, de la calidad de la ventilación mecánica y de las condiciones del equilibrio ácido-básico (pH), realizándose en momentos especiales, tales como la entrada a quirófano, tras intubación orotraqueal, etc. Se trata del método más preciso de medición de la saturación de oxígeno [16], aunque presenta ciertos inconvenientes [17]:

1. Se trata de un método invasivo que requiere de cateterismo arterial, preferiblemente en una arteria radial, con previa prueba de Allens. No obstante, el riesgo que debe asumir el paciente es mínimo.
2. No es un método continuo, lo que nos obliga a esperar la próxima extracción y el procesamiento de la muestra para conocer las condiciones del paciente.
3. Requiere de personal de laboratorio especializado.

4. Emplea reactivos y equipos cuya disponibilidad y coste son considerables.

La pulsioximetría u oximetría de pulso, es una medición no invasiva e indolora, aunque no es tan exacta como una gasometría arterial. Además, el oxímetro de pulso, a diferencia de la gasometría arterial, no mide los niveles de dióxido de carbono. No obstante, proporciona una monitorización instantánea y continua. Otras de sus ventajas y que lo convierte en un dispositivo altamente útil, es que no requiere de una preparación especial para su uso, cualquier persona puede usarlo, ya que es fácil de manejar, y además es muy barato, lo que lo hace accesible para la gran parte de la población.

La elección de la técnica dependerá de la situación del paciente y las prioridades clínicas [16].

En este trabajo nos vamos a centrar exclusivamente en la pulsioximetría. A continuación, vamos a ver la base de su funcionamiento, los factores por los que se ve afectada su medición y sus posibles aplicaciones.

2.1.1.1. Funcionamiento

El pulsioxímetro, utilizado para determinar la saturación de hemoglobina arterial con oxígeno, emplea la técnica de espectrofotometría. Esta técnica se basa en la capacidad de la hemoglobina oxigenada (HbO_2) y la hemoglobina desoxigenada (HHb) para absorber y transmitir ciertas longitudes de onda de luz en el espectro visible e infrarrojo cercano, como son la luz roja (640-660 nm) y la luz infrarroja (910-940 nm). La hemoglobina oxigenada absorbe más luz infrarroja y permite el paso de la luz roja, mientras que la hemoglobina desoxigenada absorbe más luz roja y permite el paso de la luz infrarroja. Midiendo la relación de absorción entre la luz roja y la infrarroja, es posible obtener una medida del grado de oxigenación de la hemoglobina [18].

Los oxímetros de pulso están equipados con dos sensores o sondas que contienen diodos emisores de luz (LED), uno para luz infrarroja y otro para luz roja, junto con un fotodiodo detector. Estos componentes se colocan en puntos opuestos del tejido translúcido, como el dedo índice o el lóbulo de la oreja, para medir el nivel de oxígeno. De esta manera, en cada pulsación de la sangre arterial, se transmiten los valores lumínicos, detectando al mismo tiempo la frecuencia cardíaca [18].

Es importante recalcar que solo la sangre arterial pulsa, por esta razón recibe el nombre de componente arterial pulsátil (CA). La cantidad de luz absorbida cambia de acuerdo con la cantidad de sangre en el lecho tisular y la presencia de HbO_2/Hb .

En contraste, se encuentra un componente constante o estático (CE) compuesto por los tejidos, huesos, piel y la sangre venosa.

La siguiente fórmula representa cómo la relación entre la luz roja e infrarroja se utiliza para calcular la SpO_2 :

$$\frac{\left(\frac{CA \text{ luz roja}}{CE \text{ luz roja}}\right)}{\left(\frac{CA \text{ luz IR}}{CE \text{ luz IR}}\right)} = SpO_2$$

Los resultados de la fórmula mencionada, se procesan a través de algoritmos calibrados que están incorporados en el microprocesador del dispositivo. Estos algoritmos se desarrollan utilizando mediciones realizadas en voluntarios sanos expuestos a distintas concentraciones de oxígeno, las cuales varían dependiendo del fabricante. En la actualidad, los oxímetros no solo proporcionan la SpO₂ y la frecuencia cardíaca, sino que también muestran una onda pletismográfica que representa la absorción de luz [18].

La SpO₂ que se muestra en la pantalla del dispositivo es un promedio de las mediciones realizadas en los últimos 3 a 6 segundos, y estos datos se actualizan cada 0.5 a 1 segundo. La precisión y exactitud pueden variar entre diferentes marcas y estudios, oscilando desde aproximadamente un 10% hasta un 2%, pero siempre en sujetos con saturaciones de oxígeno por encima del 70%. Es importante destacar que los oxímetros tienden a ser menos precisos cuando las SpO₂ son inferiores al 70% debido a la falta de sujetos utilizados para calibrar en niveles bajos de saturación. Esto puede generar dudas significativas sobre su interpretación en pacientes con hipoxemia severa, especialmente en altitudes elevadas. La Administración de Alimentos y Medicamentos (FDA) considera que las mediciones de cada nuevo oxímetro y sensor deben ser comparadas con muestras medidas en sangre arterial utilizando un co-oxímetro en un rango de 70% a 100% [18].

Los sitios del cuerpo más comúnmente utilizados para medir la SpO₂ son los dedos de la mano (especialmente el dedo índice), el dedo gordo del pie y el lóbulo de la oreja. En neonatos y lactantes pequeños, se utilizan las palmas y plantas de las manos o los pies debido a su tamaño reducido. Aunque existen lugares menos comunes como la lengua, las alas de la nariz y las mejillas, raramente se realizan mediciones en estas áreas [18].

La saturación arterial de oxígeno (SaO₂) representa la cantidad de gramos de hemoglobina que transportan oxígeno. Por ejemplo, si la SpO₂ es del 85% y la concentración de Hb es de 15 g/dl, entonces 12.75 g/dl de Hb están llevando oxígeno, mientras que los 2.25 g/dl restantes no lo están. El suministro y entrega de oxígeno a los tejidos depende de diversos factores, no solo del porcentaje de SaO₂, como el contenido de oxígeno disuelto en la sangre [18].

Es importante tener en cuenta que, en pacientes anémicos, es decir, aquellos con un recuento inferior al normal de glóbulos rojos, la saturación de oxígeno puede ser normal, pero la cantidad de hemoglobina es insuficiente para transportar una cantidad adecuada de oxígeno a los tejidos [18].

2.1.1.2. Factores

Los dos factores principales que afectan a la calidad de las lecturas del oxímetro de pulso son los movimientos (artefacto de movimiento) del dedo o del lóbulo de la oreja, en función del lugar en el que se haya colocado el sensor durante la medición; y la baja

perfusión. Los avances en el ámbito del software y del filtrado algorítmico han conseguido, en general, mitigar estos problemas, aunque en distinto grado [15] [18].

- **Movimiento:** se trata de la más común, sobre todo en niños muy pequeños o recién nacidos, y depende de la ubicación del sensor durante la medición, ya sea en el dedo o en el lóbulo de la oreja. El requisito fundamental para una medición precisa de la saturación de oxígeno en la sangre es que el único componente pulsátil en movimiento sea la sangre arterial. Sin embargo, durante el movimiento, la longitud óptica se altera y puede generar una señal errónea. Esto se debe a que el oxímetro de pulso puede detectar el movimiento de la sangre venosa y confundirlo con sangre arterial pulsátil, lo que resulta en lecturas incorrectas y niveles de saturación falsamente bajos. Una posible solución a este problema podría ser el uso de sensores con adhesivos que ayuden a reducir el movimiento.
- **Baja perfusión:** se refiere a la capacidad de irrigación sanguínea en el lecho tisular donde se realiza la medición. Los oxímetros de pulso miden la SpO₂ al pasar la luz a través de este tejido pulsátil. Cualquier factor que afecte la naturaleza pulsátil de la corriente sanguínea en las arteriolas, como la presión de riego sanguíneo y la vasoconstricción, puede alterar la señal. Cuando disminuye la perfusión, también disminuye la magnitud de la señal. Dado que la pulsación arterial es necesaria para la medición, situaciones como el choque, bajo gasto cardíaco y la hipotermia pueden afectar las lecturas. Cuando la perfusión disminuye a niveles muy bajos, la magnitud de la señal se acerca al nivel de ruido básico del sistema electrónico del oxímetro de pulso, lo que permite que el ruido supere la señal fisiológica. Esto puede ocurrir en niños que han recibido grandes volúmenes de transfusiones sanguíneas y tienen una presión venosa elevada. Además, ciertos medicamentos como la dopamina, debido a su efecto vasoconstrictor, también pueden generar lecturas alteradas. Sin embargo, gracias a los avances tecnológicos de los últimos años, algunas de estas situaciones que causaban alteraciones en las lecturas de SpO₂ han sido reducidas o eliminadas.

Otros factores que afectan a la medición de SpO₂ son: [18] [19]

- **Pigmentación de la piel:** la piel potencialmente oscura tendría errores con lecturas de SpO₂ menores de 80%. No obstante, en niveles superiores, no existen diferencias significativas entre pieles blancas y negras.
- **Pintura de uñas:** el esmalte de uñas, especialmente los colores rojo, negro y 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 (roja e infrarroja).
- **Interferencia electromagnética:** la energía electromagnética externa como la procedente de tomógrafos, electrocauterios, móviles u otros dispositivos similares, pueden ocasionar interferencia en la correcta lectura del oxímetro, así como producir un sobrecalentamiento del sensor, lo cual lleva a lecturas bajas de SpO₂ y falsas alarmas.

- **Interferencia de la luz ambiental:** la luz intensa blanca (fototerapia, luces de quirófanos, etc.) o roja pueden interferir con la lectura de los oxímetros ya que alteran la función de los fotodetectores. Esta dificultad puede evitarse cubriendo el sensor con un material no transparente.
- **Variantes de la hemoglobina:** existen 2 situaciones en las que se puede afectar la lectura de los oxímetros:
 - *Carboxihemoglobina (COHb).* La presencia de carboxihemoglobina (COHb) en la sangre puede afectar la precisión de las mediciones de oxigenación arterial, ya que la COHb absorbe la luz roja de manera similar a la oxihemoglobina (HbO₂). Esto significa que niveles elevados de COHb pueden sobreestimar los valores de oxigenación arterial, incrementando en aproximadamente un 1% la SpO₂ por cada 1% de COHb circulante. Este factor es especialmente relevante en casos de intoxicación por monóxido de carbono (CO), que son comunes debido a la mala combustión de sistemas de calefacción que utilizan combustibles vegetales. En estos casos, es importante confirmar los valores de saturación mediante el uso de un co-oxímetro, un dispositivo que permite distinguir entre sangre oxigenada, sangre no oxigenada y sangre con contenido de CO, o mediante una gasometría, que es la determinación de gases en sangre arterial. Además de las intoxicaciones por CO, este problema también puede manifestarse en pacientes fumadores. Es importante tener en cuenta estas circunstancias para obtener mediciones precisas y confiables de la saturación de oxígeno en estos casos.
 - *Metahemoglobina.* La metahemoglobina es una fracción no funcional de la hemoglobina que normalmente se encuentra en niveles inferiores al 1% y no suele causar problemas. Sin embargo, en casos de intoxicaciones por sulfonamidas, uso de anestésicos, óxido nítrico y hemoderivados artificiales, los niveles de metahemoglobina pueden aumentar, lo que puede alterar las lecturas del oxímetro de pulso. Esto ocurre porque la metahemoglobina tiene una absorción de luz similar a la oxihemoglobina (su absorción se encuentra en el rango de 660 a 940 nm), lo que dificulta que pueda ser discriminada correctamente por el microprocesador del oxímetro. Ante la sospecha de la presencia de metahemoglobina, es recomendable utilizar un co-oxímetro, al igual que en el caso de la carboxihemoglobina. De esta manera, se puede obtener una evaluación más precisa de la saturación de oxígeno en casos donde la metahemoglobina puede interferir con las mediciones del oxímetro de pulso.

Para obtener la medida más exacta posible con el oxímetro, debemos asegurarnos de que existe un flujo sanguíneo suficiente hacia la parte donde esté colocado, en nuestro caso, el dedo. Por ello, obtendremos una mejor lectura cuando la mano esté relajada, tibia y posicionada por debajo de la altura del corazón. Hay que tener especial cuidado en el caso de los fumadores, ya que el oxímetro puede indicar un nivel de oxígeno más alto que el nivel de saturación de oxígeno real, tal y como mencionamos cuando

hablamos de la metahemoglobina. Como se explicó anteriormente, esto se debe a que fumar aumenta los niveles de monóxido de carbono en la sangre, y el oxímetro no es capaz de distinguir cuál de los gases es monóxido de carbono y cuál es oxígeno.

También existe la posibilidad de que el oxímetro no funcione adecuadamente debido a algún problema en su sensor u otro tipo de problema técnico. Para verificar la precisión de las lecturas del oxímetro se puede llevar el dispositivo a la compañía fabricante o ir a la consulta del médico para que comparen los resultados obtenidos con los de un oxímetro cuyo funcionamiento se conoce que es correcto [14].

En cuanto a los riesgos asociados, usar un oxímetro de pulso se considera una prueba segura, y solo de forma ocasional, el sensor puede causar cierta irritación en la piel.

2.1.1.3. Aplicaciones

El propósito de la oximetría de pulso es comprobar cómo de bien el corazón bombea oxígeno al resto del cuerpo, permitiendo que llegue a todas las células del cuerpo para que puedan desempeñar correctamente su función.

El oxímetro de pulso se puede utilizar como una herramienta de monitoreo para evaluar la salud de personas que padecen una amplia variedad de enfermedades que pueden afectar los niveles de oxígeno en la sangre. Es especialmente útil durante la estancia hospitalaria. Algunas de las condiciones para las cuales el oxímetro de pulso puede ser beneficioso incluyen enfermedad pulmonar obstructiva crónica (EPOC), asma, neumonía, cáncer de pulmón, anemia, ataque cardíaco, insuficiencia cardíaca y defectos cardíacos congénitos, entre otros. Al proporcionar mediciones continuas de la saturación de oxígeno en la sangre, el oxímetro de pulso puede ayudar a los profesionales de la salud a vigilar y controlar la oxigenación de los pacientes, permitiendo una intervención temprana en caso de que se produzcan desequilibrios en los niveles de oxígeno. Esto puede contribuir a un manejo más efectivo de estas enfermedades y a una atención médica más precisa y personalizada. [20].

Hay varios casos en los que se puede usar la oximetría de pulso, entre los que se incluyen:

- Evaluación de la eficacia de medicamentos pulmonares: El oxímetro de pulso puede utilizarse para evaluar cómo un medicamento pulmonar está mejorando la oxigenación y la función pulmonar en pacientes.
- Determinación de la necesidad de asistencia respiratoria: La medición de la saturación de oxígeno puede ayudar a determinar si una persona requiere asistencia respiratoria, como el uso de ventiladores o la administración de oxígeno suplementario.
- Control de los niveles de oxígeno durante y después de procedimientos quirúrgicos: Durante ciertos procedimientos quirúrgicos en los que se utiliza sedación, es importante controlar los niveles de oxígeno en la sangre para asegurar una adecuada oxigenación.

- Evaluación de la efectividad de la terapia de oxígeno suplementario: En casos en los que se administra terapia de oxígeno suplementario, el oxímetro de pulso puede utilizarse para evaluar la eficacia de la terapia y asegurar que los niveles de oxígeno se mantengan dentro de rangos saludables.
- Evaluación de la capacidad para tolerar actividad física: El oxímetro de pulso puede ser utilizado para evaluar la capacidad de una persona para tolerar una mayor actividad física y determinar si se producen cambios en los niveles de oxígeno durante el esfuerzo físico.
- Estudio del sueño en casos de apnea del sueño: Durante un estudio del sueño, el oxímetro de pulso puede utilizarse para detectar episodios en los que la persona deja de respirar momentáneamente durante el sueño, lo que es común en casos de apnea del sueño.

En la actualidad el oxímetro se ha convertido en un objeto acaparador de atención. Debido a su practicidad y sus funciones, este dispositivo ha tenido un gran protagonismo durante la pandemia del COVID-19. La infección por SARS-CoV-2 presenta una serie de manifestaciones clínicas que van desde pacientes asintomáticos hasta fallo respiratorio grave y muerte. Una de las presentaciones clínicas que tiene el virus y que ha sido un misterio médico es la hipoxemia silenciosa, en la cual los pacientes presentan una discordancia entre los niveles de hipoxia y la experiencia subjetiva de dificultad respiratoria. Es decir, las personas que sufren esta patología no son conscientes de la gravedad de su cuadro clínico hasta que ya es demasiado tarde. Recientemente se han emitido comunicados que señalan al oxímetro como “un auxiliar para alertar de la mortal hipoxia silenciosa por COVID-19” [21].

2.1.2. Principios ópticos

Los oxímetros de pulso proporcionan una evaluación espectrofotométrica de la oxigenación de la hemoglobina al medir la luz transmitida a través de un lecho capilar, sincronizada con el pulso. Es decir, el oxímetro mide los cambios de absorción de luz que resultan de las pulsaciones de la sangre arterial. Por lo tanto, la oximetría se basa en dos principios básicos: la espectrofotometría de pulso y la pletismografía.

La pletismografía es una técnica que permite analizar en forma no invasiva algunos parámetros hemodinámicos, especialmente relevantes en el manejo del paciente crítico y fundamentales en la resucitación a base de fluidos. Esta prueba se realiza colocando unos manguitos de presión sanguínea en las extremidades para medir la presión sistólica, y luego estos manguitos se conectan a un instrumento para registrar el volumen del pulso (pletismógrafo), el cual muestra cada onda del pulso. El pletismograma muestra esencialmente dos curvas: la onda de pulso y la onda de cambios respiratorios. La onda de pulso es una curva de alta frecuencia que mimetiza los cambios de presión intraarterial, convirtiéndose en una imagen especular de la curva de presión arterial. La onda que refleja los cambios respiratorios es una curva de baja frecuencia producto de las fluctuaciones cíclicas promovidas por las variaciones que experimenta la descarga sistólica [22].

La espectrometría es una técnica analítica que se utiliza en el ensayo cualitativo y cuantitativo de una sustancia química. Es decir, nos permite investigar el espectro de composición de una muestra en particular, informándonos sobre los componentes reales presentes en la muestra de prueba y también sobre la concentración de cada uno de los componentes [23]. En nuestro caso, los componentes que nos interesan son la hemoglobina oxigenada y la hemoglobina desoxigenada o reducida.

2.1.3. Espectrofotometría

La espectrofotometría es el método de análisis óptico más usado en las investigaciones biológicas. El espectrofotómetro es un dispositivo utilizado para analizar cuantitativamente la concentración de sustancias en una solución. Funciona emitiendo un haz de luz a través de la muestra y midiendo la cantidad de luz absorbida o transmitida por la muestra a diferentes longitudes de onda. La absorbancia se refiere a la cantidad de luz que es absorbida por la muestra, mientras que la transmitancia es la cantidad de luz que pasa a través de la muestra. Estas medidas están relacionadas y se utilizan para determinar la concentración de la sustancia de interés en la muestra. En algunos casos, cuando la sustancia no absorbe luz directamente, se puede realizar una reacción química específica para generar una solución que sí absorba luz. Esto permite obtener una relación proporcional entre la concentración de la sustancia y la cantidad de luz absorbida, facilitando el análisis cuantitativo.

El espectrofotómetro se utiliza en una amplia gama de campos, como química, bioquímica, biología, medicina, agricultura, entre otros. Permite obtener datos precisos sobre la concentración de sustancias presentes en una solución, lo que es crucial en el análisis cuantitativo y en la investigación científica [24].

El espectrofotómetro es un instrumento compuesto por la combinación de dos dispositivos distintos: el espectrómetro y el fotómetro. El espectrómetro es responsable de generar la luz con una longitud de onda específica, mientras que el fotómetro mide la intensidad de la luz absorbida por la muestra. En general, consta de los siguientes componentes:

1. Fuente de luz: proporciona la luz con las longitudes de onda deseadas. Se utilizan bombillas de filamento de tungsteno para la región visible (380-800 nm) y lámparas de hidrógeno o deuterio para la región UV (190-380 nm).
2. Dispositivo de enfoque (lente): concentra la luz en un haz único y dirigido hacia la muestra.
3. Filtro de luz: permite seleccionar una longitud de onda específica para la medición, eliminando otras longitudes de onda no deseadas.
4. Celda o cubeta de absorción: es el recipiente donde se coloca la muestra para su análisis. Puede ser de vidrio o cuarzo y tiene una trayectoria óptica definida para que la luz pase a través de la muestra de manera uniforme.
5. Fotodetector: mide la intensidad de la luz que atraviesa la muestra. Puede ser un fotodiodo, un fotomultiplicador u otro dispositivo sensible a la luz.

6. Dispositivo de visualización: muestra los resultados de la medición, que pueden ser en forma de absorbancia, transmitancia o concentración de la sustancia analizada.

El funcionamiento del espectrofotómetro se basa en el principio de que la cantidad de luz absorbida por una muestra es proporcional a la concentración de la sustancia presente en la muestra. Mediante el análisis de la absorción de luz a diferentes longitudes de onda, se pueden obtener datos cuantitativos sobre la concentración de sustancias en la muestra [24].

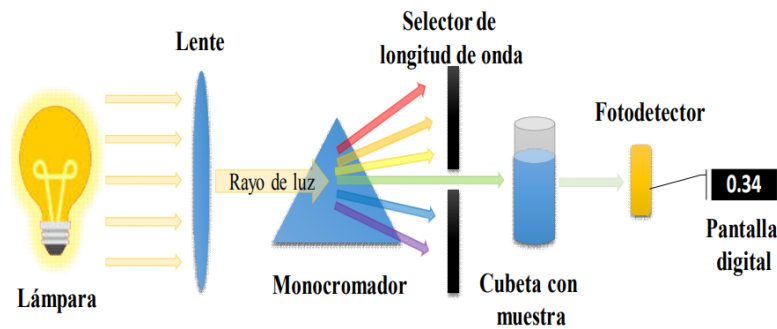


Fig 15. Diagrama de un espectrofotómetro

El funcionamiento del espectrofotómetro, tal y como podemos ver en la Fig 15., consiste en hacer pasar este rayo de luz a través de un monocromador, un dispositivo óptico de múltiples piezas, que selecciona sólo una porción estrecha del espectro de luz. Luego, la luz seleccionada pasa a través de la cubeta de absorción, que contiene la muestra que se está analizando. Cuando la luz pasa a través de la muestra, parte del espectro es absorbido por la misma. La capacidad de absorción de la radiación depende de la estructura de las moléculas, siendo definida por su grupo funcional. La luz no absorbida por la muestra sale de la cubeta y llega un fotodetector, que registra la transmitancia. La transmitancia óptica (T) es la relación entre la cantidad de luz transmitida por la muestra (I) y la cantidad de luz incidente (I_0), y generalmente se expresa en forma de porcentaje. Si una muestra posee una transmitancia del 50%, significa que transmite la mitad de la luz que recibe.

$$T = \frac{I}{I_0}$$

Una magnitud derivada de la transmitancia es la absorbancia (A), definida como el logaritmo negativo de la transmitancia:

$$A = -\log T$$

2.1.3.1. Leyes de absorción

Las dos leyes fundamentales que rigen el comportamiento de la fracción de la radiación incidente absorbida al pasar a través de una muestra dada son, la ley de Lambert y la ley de Beer. Ambas leyes relacionan la absorción de luz con determinadas propiedades del material atravesado. La combinación de estas dos leyes dará lugar a una tercera, conocida como ley de Lambert-Beer.

A) Ley de Lambert

La ley de Lambert es una relación empírica que relaciona la absorción de luz con la longitud del camino que luz tiene que viajar en la sustancia que absorbe. De manera que, cuanto mayor sea el camino que debe recorrer la luz, mayor será la cantidad absorbida. Esto se ve claramente reflejado en la expresión,

$$A_L = \left(\frac{k_1}{2.3}\right) b$$

donde A_L es la absorbancia determinada a través de la ley de Lambert, b es el espesor del medio y k_1 una constante de proporcionalidad que depende del medio.

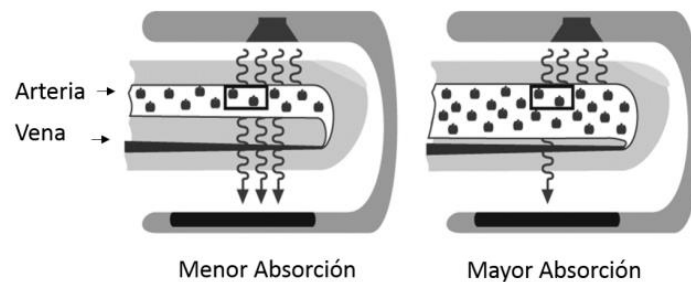


Fig 16. Representación gráfica de la ley de Lambert

Tal y como podemos ver en la Fig 16. la luz sigue un camino más corto en la arteria más estrecha (imagen izquierda), mientras que su camino es mayor en la arteria de mayor grosor (imagen derecha). Pese a que la concentración de hemoglobina es la misma en ambas arterias (representada con el cuadrado), la luz atraviesa más hemoglobina en la arteria más gruesa, siendo mayor en esta la luz absorbida [13].

B) Ley de Beer

La ley de Beer es una relación empírica que relaciona la absorción de luz con la concentración de la sustancia que absorbe la luz. Por tanto, cuanto mayor sea la concentración de hemoglobina en sangre, mayor será la cantidad de luz absorbida.

Esto se ve claramente reflejado en la expresión,

$$A_B = \left(\frac{k_2}{2.3}\right) c$$

donde A_B es la absorbancia determinada a través de la ley de Beer, c es la concentración de la muestra y k_2 una constante de proporcionalidad. [13]

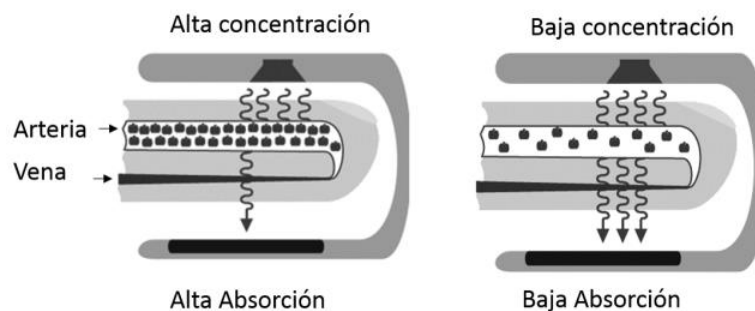


Fig 17. Representación gráfica de la ley de Beer

En este caso, las arterias de ambas ilustraciones de la *Fig 17*. poseen el mismo grosor, sin embargo, la concentración de hemoglobina no es la misma (número de unidades de hemoglobina por cada unidad de volumen de sangre). Como la hemoglobina es la encargada de absorber parte de la luz emitida por el espectrofotómetro, cuanto mayor sea la concentración de esta, mayor será la cantidad de luz absorbida [13].

C) Ley de Lambert-Beer

Combinando la ley de Lambert y la ley de Beer, se obtiene lo que se conoce como la ley de Lambert-Beer, y, por tanto, nos muestra cómo la absorbancia es directamente proporcional a la longitud b de la trayectoria a través de la solución y a la concentración c de la especie absorbente (hemoglobina) [13] [25]. Es decir, describe la atenuación de la luz que viaja a través de un medio uniforme que contiene una sustancia absorbente. Su expresión es la siguiente:

$$A = a \cdot b \cdot c$$

Donde a es una constante de proporcionalidad llamada absorptividad (unidades: L/cm·g, si $c=g/L$), b es longitud del camino que recorre la radiación a través del medio absorbente, y c es concentración expresada en g/L (mg/L, ...). Si la concentración c viene expresada en mol/L, la constante de proporcionalidad se denomina absorptividad molar y se representa por λ (unidades: L/cm·mol):

$$A = \varepsilon \cdot b \cdot c$$

La absorptividad molar, ε , es característica de cada especie a una λ determinada [26].

Con todo esto, concluimos que absorbancia total medida a la longitud de onda λ será:

$$A_{T,\lambda} = \log \frac{I}{I_0} = \varepsilon bc$$

No obstante, hemos de tener cuidado a la hora de aplicar estas leyes en el diseño de nuestro oxímetro, pues están sujetas a criterios muy estrictos, por lo que su aplicación directa daría lugar a posibles errores.

Como hemos comentado, para poder aplicar estas leyes, uno de los requisitos sería que los rayos de luz pasaran a través de muestra de forma directa, sin embargo, en la sangre esto no ocurre así. La sangre no es un fluido puramente rojo, y su composición es muy variada (eritrocitos, leucocitos, plaquetas, etc.), lo que favorece la dispersión de luz. Por esta razón, aplicar la ley de Lambert-Beer en su estricto sentido daría lugar a error. Para subsanar este posible problema se recurre a la elaboración de una tabla o curva de calibración. Para construirla deberemos colocar el oxímetro de prueba en un voluntario humano y se le pedirá unas concentraciones de respiración de oxígeno más bajas o elevadas. Cada cierto tiempo se tomará una muestra de sangre del paciente, donde se medirá la saturación arterial de oxígeno mediante un co-oxímetro. De esta forma podremos ir comparando y corrigiendo los valores registrados. Los oxímetros de uso clínico suelen disponer de una copia de esta curva de calibración en su interior para evitar que se produzcan errores [25].

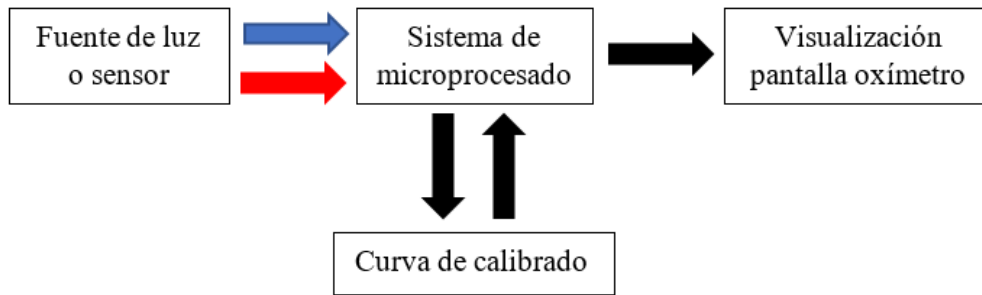


Fig 18. Esquema de curva de calibración en el interior de los oxímetros

2.1.3.2. Tipos de espectrofotómetros

Existen diferentes tipos de espectrofotómetros:

- *Espectrofotómetro de haz simple:* En este tipo de espectrofotómetro la luz va directamente de la muestra al detector, por lo que se necesita una referencia para desarrollar el análisis. La ventaja de estos espectrofotómetros es que son muy sencillos y económicos [23] [27].

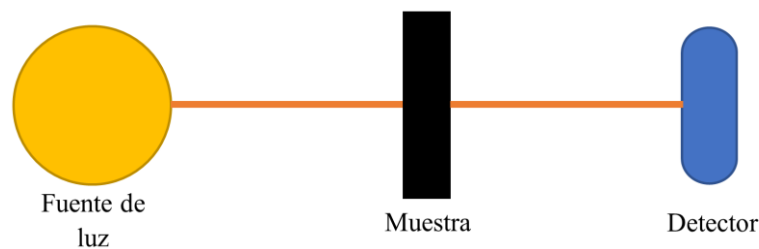


Fig 19. Esquema espectrofotómetro de haz simple

- *Espectrofotómetro de haz dividido:* La luz emitida se divide en dos trayectorias. Una parte pasa por el monocromador, luego por la muestra y, finalmente, por el detector. La otra parte va directamente al detector y se utiliza para corregir las variaciones de la luz [23] [27].

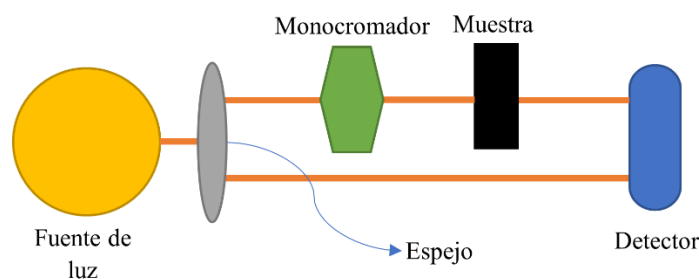


Fig 20. Esquema espectrofotómetro de haz dividido

- *Espectrofotómetro de doble haz:* A diferencia de la anterior clase de espectrofotómetro (haz dividido), en este caso la luz no se divide en dos, sino que se emiten dos haces de luces. Cada haz de luz tiene su propio detector. Un haz de luz se emite a la muestra y el otro a la referencia [23] [27].

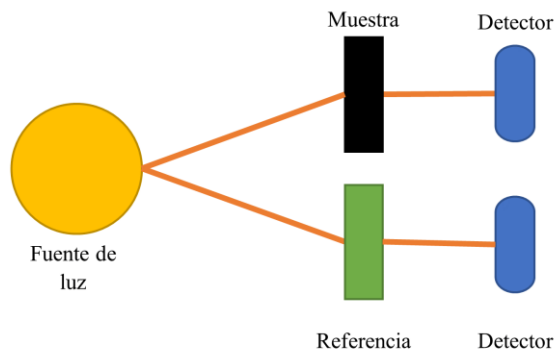


Fig 21. Esquema espectrofotómetro de haz doble

- *Espectrofotómetro de absorción atómica:* Este tipo de espectrofotómetro trabaja tomando en cuenta las longitudes de onda del espectro de radiación electromagnética. Estos se basan en que las moléculas que absorben las frecuencias forman parte de las características de su estructura. Este tipo es muy usado para el análisis de los pigmentos en pinturas y manuscritos. De la misma manera, se usa en la industria de alimentos para conocer la concentración de los compuestos de varios productos [23] [27].
- *Espectrofotómetro de absorción molecular:* Se trata del espectrofotómetro de UV visible, mide la luz que pasa por el medio de la muestra y la compara con la intensidad que tenía antes de que pasara por la muestra. Su relación se denomina transmitancia, y se expresa por medio de un porcentaje [23] [27].

2.1.4. Limitaciones

A la hora de construir nuestro oxímetro debemos tener en cuenta dos grandes problemas técnicos que podrían causar la estimación errónea de la SpO₂:

- Existencia de otros tejidos capaces de absorber luz además de la hemoglobina, así como la diferenciación entre sangre arterial y sangre venosa (hemoglobina reducida).
- Detección de luz externa procedente del ambiente.

Analizaremos cada uno de ellos por separado.

2.1.4.1. Sangre venosa y resto de tejidos

El oxímetro de pulso solo debería analizar la sangre arterial, sin embargo, existen otros tejidos con capacidad de absorber parte de la luz, lo que daría lugar a una estimación errónea de la saturación arterial de hemoglobina [25].

La solución a este inconveniente es simple e inteligente, consiste en aplicar el conocimiento de que la sangre arterial es la única sustancia presente en la extremidad donde colocamos el oxímetro que presenta una absorbancia pulsante. Ni la sangre

venosa, ni los tejidos circundantes tienen esta propiedad pulsátil. Es decir, solo la absorción variable de la luz es debida a la sangre arterial [13] [28].

La señal obtenida de oxímetro es el resultado de la suma de las señales pulsátiles (sangre arterial) y las no pulsátiles o constantes (sangre venosa y tejidos de alrededor).

$$\text{Señal total absorbida} = \text{Señal pulsátil} + \text{Señal constante}$$

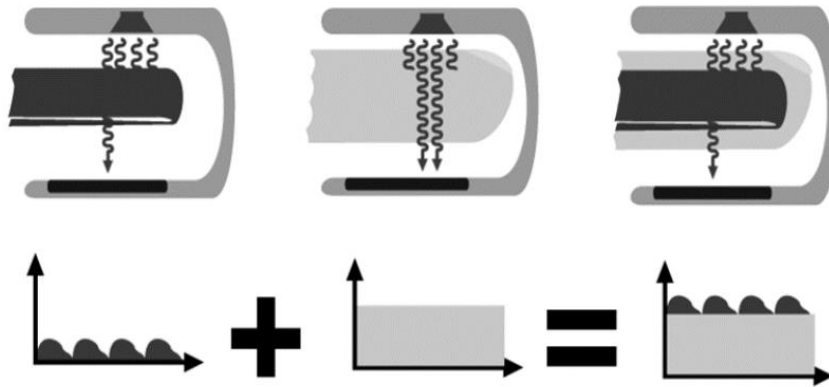


Fig 22. Esquema de resultado de la señal total absorbida

Para poder obtener esta información (señal pulsátil) lo que se hará será extraer de la señal total (pulsátil + constante) la señal no pulsátil, de manera que nos quedaremos únicamente con la señal resultante de la sangre arterial.

$$\text{Señal pulsátil} = \text{Señal total absorbida} - \text{Señal constante}$$

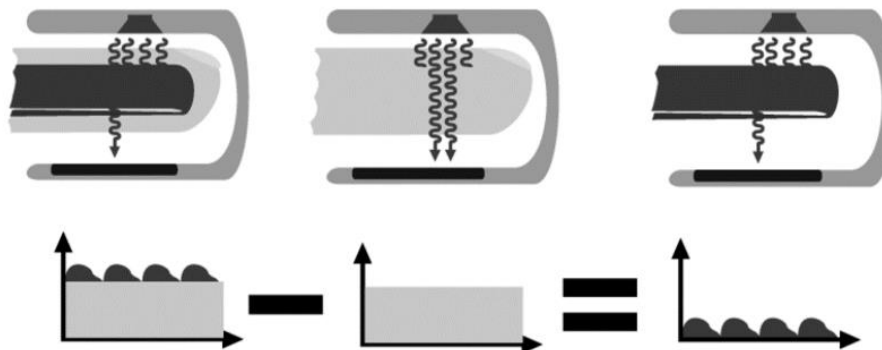


Fig 23. Extracción de la señal pulsátil (sangre arterial)

Un aspecto que debemos tener en cuenta es que la señal producida por la sangre arterial es muy pequeña (alrededor del 2% de la señal total), lo que hace que el oxímetro de pulso sea un instrumento muy susceptible a errores en caso, por ejemplo, de que el sensor se coloque inadecuadamente o el paciente se mueva durante el registro.

2.1.4.2. Luz externa del ambiente

El sensor del oxímetro posee dos diodos emisores de luz (LED) va a emitir dos clases de luces: roja e infrarroja. Sin embargo, también estará expuesto a la luz del ambiente (luces del quirófano, fluorescentes, luz solar, lámparas de calefacción por infrarrojos, etc.), teniendo entonces tres tipos de luces que analizar [13] [25].

Para estimar la saturación de oxígeno solo precisamos de las luces emitidas directamente por los LEDs (roja e infrarroja), siendo la luz del ambiente una especie de artefacto o ruido que afecta a nuestra medición dando valores erróneos.

Los LEDs se encenderán de manera alterna, nunca de forma simultánea, cambiando su estado cientos de veces por segundo. Por un lado, el oxímetro activará el LED de luz roja, esta luz atravesará el dedo y llegará hasta el detector. Durante esta primera instancia también llegará luz procedente del medio ambiente al detector. Es decir, se registra luz roja y luz ambiente [25].

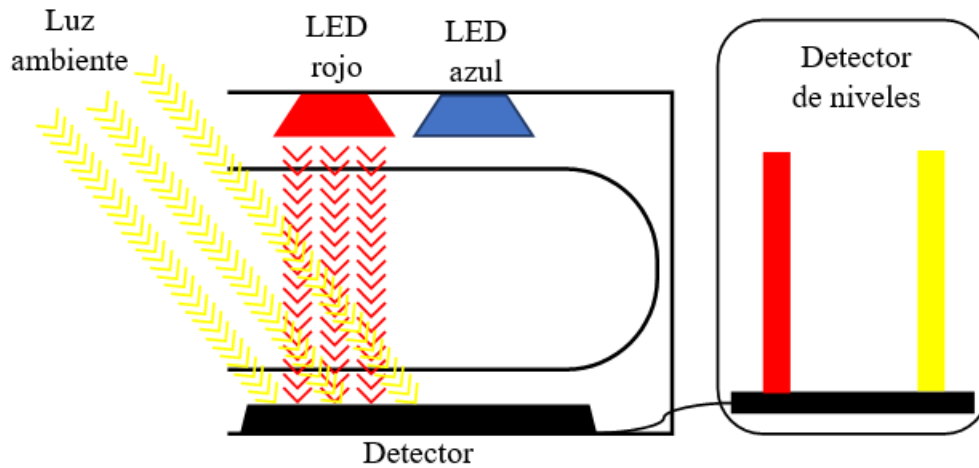


Fig 24. Registro luz roja y ambiente en el detector

A continuación, el oxímetro apaga el LED rojo y activa el infrarrojo. La luz infrarroja atravesará el dedo y llegará hasta el detector. Durante esta segunda instancia también llegará luz procedente del medio ambiente al detector. Es decir, se registra luz infrarroja y luz ambiente.

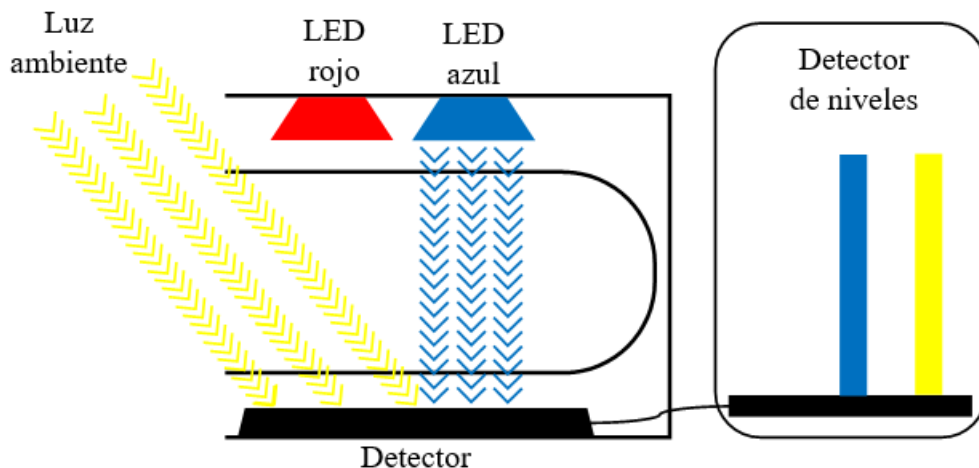


Fig 25. Registro luz infrarroja y ambiente en el detector

Finalmente, el oxímetro apagará el LED azul y no encenderá ninguno, siendo detectada únicamente la luz ambiental por el detector.

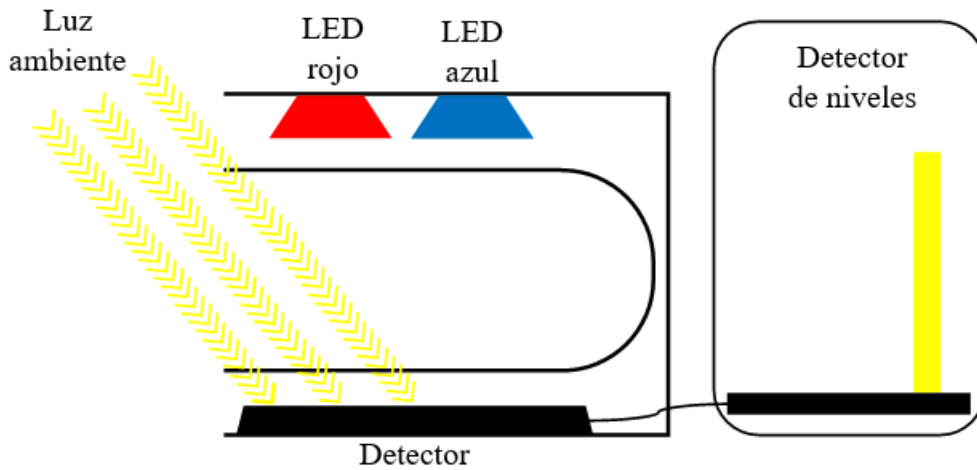


Fig 26. Registro luz ambiente en el detector

Dado que el oxímetro conoce el nivel de luz ambiente, podrá extraerla de las medidas llevadas a cabo con cada uno de los LEDs, obteniendo así los niveles de luz roja e infrarroja. Es decir, se llevará un procedimiento similar al visto anteriormente para extraer la señal pulsátil.

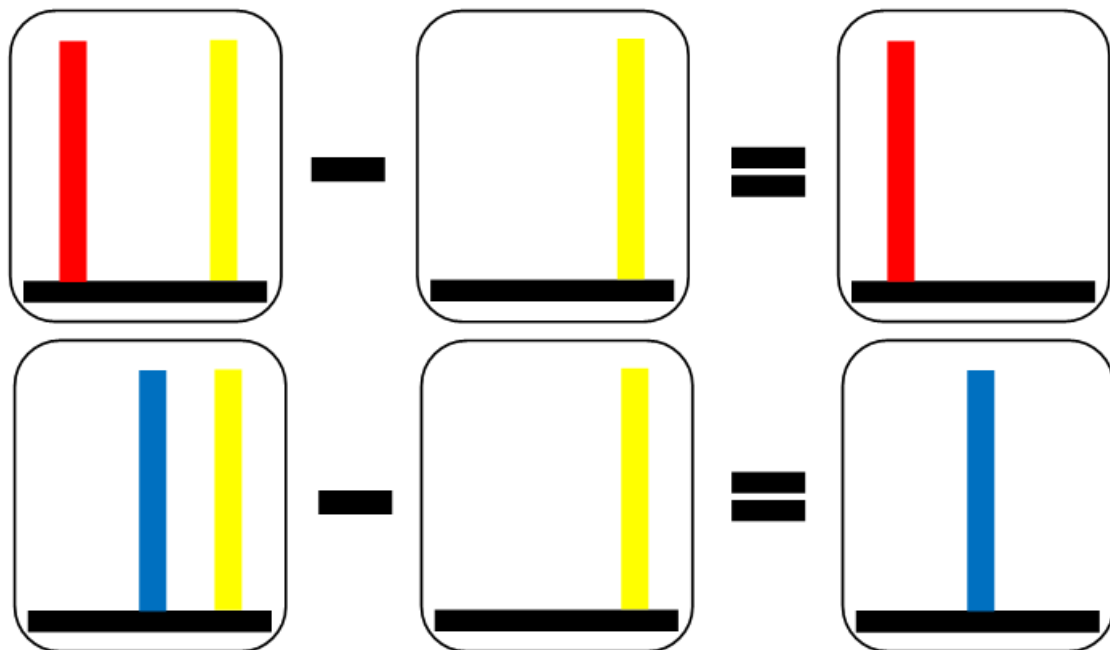


Fig 27. Obtención de los niveles de luz roja e infrarroja

2.2. 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 de este trabajo han sido necesarios diferentes instrumentos: M5Stack Core 2, sensor MAX30100, cable *Grove*, etc. También se han empleado otros recursos como la plataforma de creación electrónica, Arduino IDE, o la plataforma de nube ThingSpeak. También habrá que verificar la validez de nuestros resultados, para lo cual usaremos un pulsioxímetro de dedo comercial.

A continuación, vamos a describir cada uno de ellos, explicando la razón de su elección.

2.2.1. M5 Stack Core 2

M5Stack es una plataforma de prototipado rápido con conectividad Wifi y Bluetooth basada en el ESP32, un conocido y potente microcontrolador. Todo ello está integrado dentro de una caja, incluyendo una pantalla LCD y botones frontales programables [29].

La elección de este kit de desarrollo se debió a varios motivos, entre ellos:

- Es compatible con Arduino IDE, la plataforma de desarrollo que se utilizará para programar el dispositivo.
- En un solo instrumento disponemos de todo lo necesario para desarrollar el proyecto, sin necesidad de tener que montar una placa y añadirle los diferentes componentes electrónicos (resistencias, LEDs, zumbadores, ...), ya que lo lleva todo ello incorporado e integrado en un pequeño dispositivo. Esto, aparte de evitar tener que estar desarrollando una placa desde cero, nos permite obtener una interfaz más estética y cómoda para el sujeto.
- Su precio es relativamente bajo, rondando los 45€.
- Tiene la posibilidad de introducirle una tarjeta microSD donde poder ir almacenando los datos recogidos, así como conectividad wifi, con la que podremos subir estos datos a la nube, permitiendo al personal sanitario acceder fácilmente a ellos sin necesidad de citar al paciente en consulta.

En este trabajo, se va a emplear el M5 Core2 (*Fig 28.*), un dispositivo de segunda generación de la serie de kits de desarrollo de M5Stack.



Fig 28. M5 Core2

Usa el modelo ESP32 D0WDQ6-V3 como microcontrolador, y, además, cuenta con un procesador basado en Xtensa LX32, de doble núcleo, que se pueden controlar por separado. Un aspecto muy atractivo de este dispositivo, especialmente en este trabajo, es que dispone de una interfaz WiFi y Bluetooth. También incluye una memoria flash

de 16 MB y PSRAM de 8 MB, una interfaz USB tipo C para cargar, descargar programas y establecer comunicación en serie, una pantalla táctil capacitiva integrada de 2.0 pulgadas y un motor de vibración incorporado [29].

Respecto a su fuente de alimentación, cuenta con una batería, cuya capacidad es de aproximadamente 390 mAh. Como hemos mencionado antes, dispone de una ranura de tarjeta TF (microSD), así como de altavoces. En la pantalla frontal podemos encontrar 3 iconos circulares. Se trata de botones capacitivos que son programables. En la parte posterior (*Fig 29.*) encontramos una pequeña placa de expansión con un sensor IMU de 6 ejes y un micrófono. El diseño es modular, de forma que en su parte inferior podremos conectarle distintos elementos como placas de desarrollo, sensores, baterías, etc.

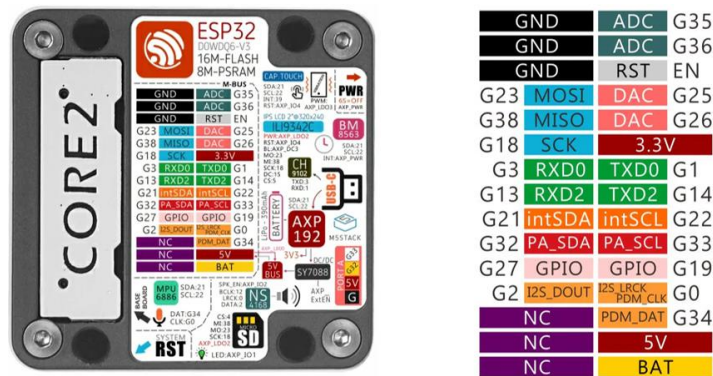


Fig 29. Parte posterior de M5 Core2 y diagrama esquemático de M-BUS

La plataforma de desarrollo y el lenguaje de programación soportados por M5Stack Core2 es muy amplio, abarcando UIFlow, MicroPython, Arduino y .NET nanoFramework.

Como ya hemos mencionado, una de las principales características de este dispositivo es que alberga en un solo compartimento diversos componentes electrónicos. A continuación, vamos a ver algunos de los componentes imprescindibles para poder llevar a cabo dicho proyecto:

- **Batería:** es un dispositivo que genera la energía necesaria para que se produzca el movimiento de los electrones a través del circuito, es decir, genera una diferencia de potencial que provoca el flujo de la corriente eléctrica alimentando a su paso a todos los dispositivos del circuito [30].

En nuestro caso, el M5 Core2, al igual que cualquier placa Arduino, se alimenta a través del cable USB tipo C, que además de cargar el programa a la placa, le pasa la energía suficiente para su funcionamiento. Si desconectamos ese cable, el M5 Core dispone de una batería que podrá alimentarlo durante un cierto tiempo.

- **Zumbadores:** son dispositivos que convierten las señales eléctricas en sonido. Encontramos dos tipos de zumbadores, los activos y los pasivos, la diferencia entre ambos es el fenómeno en el que basan su funcionamiento. Los zumbadores activos, también llamados zumbadores, son dispositivos que generan un sonido de una frecuencia determinada y fija cuando son atravesados por una señal eléctrica. Estos dispositivos cuentan con un oscilador simple por lo que con

pasar corriente eléctrica a través de ellos es suficiente para emitir sonido. Por otro lado, están los zumbadores pasivos, los cuales sí necesitan recibir una onda de la frecuencia [30].

Para este trabajo será suficiente con un zumbador activo que sirva como alerta cuando se supere un determinado umbral preestablecido.

- Pantalla LCD (*Liquid Crystal Display* o pantalla de cristal líquido): es un componente que se encarga de convertir las señales eléctricas de la placa del M5 Core2 en información visual. Es un componente muy útil, sobre todo para mostrar información de datos de los sensores, pero para poder usarlo es necesaria la programación de la pantalla LCD con Arduino IDE, así como la descarga de las diferentes bibliotecas del M5 Core2.

A nivel general, existen diferentes tipos de LCD en función de su tamaño. Las diferenciamos según el número de filas y columnas. Una pantalla LCD de 16×2 tendrá 16 caracteres mostrados en 2 filas, otra de 20×4 tendrá 20 caracteres mostrados en 4 filas, etc.

A la hora de realizar un proyecto debemos tener claro como conectar los pines de la pantalla con el resto de los componentes electrónicos que queremos integrar a nuestro dispositivo, en nuestro caso, al M5 Core2 (*Fig 28.*). En este trabajo esto resultará una tarea sencilla, puesto que el M5 Core2 dispone de una entrada directa (PORT.A.I2C) al que conectar el sensor, usando para ello el cable grove [29].

2.2.2. Sensor MAX30100

El MAX30100 es un dispositivo que integra un pulsioxímetro y un monitor de frecuencia cardiaca. Posee dos LEDs, un LED rojo (660 nm) y un LED infrarrojo (920nm). Además, cuenta con un fotodetector, óptica especializada, filtro de luz ambiental entre 50 y 60 Hz, y un conversor ADC delta sigma de 16 bits y de hasta 1000 muestras por segundo. También, incorpora un sensor de temperatura interno para compensar los efectos de la temperatura en la medición.

El MAX30100 necesita de dos voltajes para funcionar: 1.8V y 3.3V, por lo que este módulo incluye ambos reguladores de voltaje en la placa, de ese modo solo se necesita una fuente de 5V para la alimentación. Su consumo de corriente es mínimo, por lo que es ideal para aplicaciones portátiles. Puede ser utilizado en equipos de monitoreo médico, asistentes de estado físico y *wearables* en general [31].

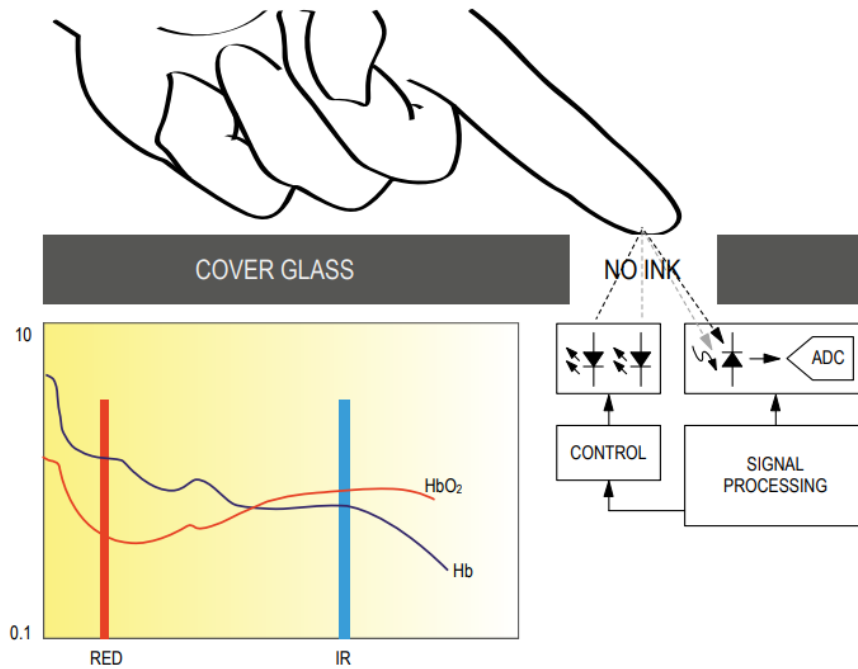


Fig 30. Diagrama de bloques del sistema

Su elección se debió básicamente a:

- Material de apoyo disponible. La familia de dispositivos MAX3010x de Maxim (ahora integrada en *Analog Devices*) ha extensamente utilizada para esta función y se dispone, además de los datasheet y los manuales de usuario proporcionados por el fabricante, de varias librerías desarrolladas por distintos diseñadores para los dispositivos de esta familia.
- 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 1-2 €, cumple este requisito.
- Reducido tamaño. 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 Fig 31. 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.

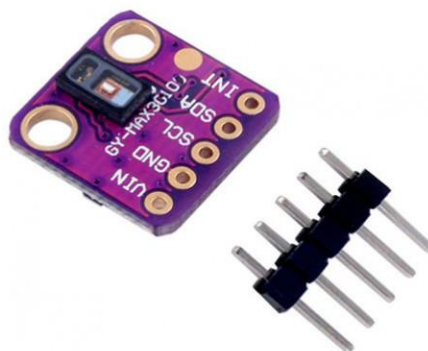


Fig 31. Sensor MAX30102

Tal y como podemos ver en la *Fig 31*, deberemos conectar cada uno de los pines del sensor con sus correspondiente en la placa M5 Core2:

- VCC → 5V
- GND → Tierra (GND)
- SCL → G21 (intSDA)
- SDA → G22 (intSCL)
- INT → 39

No obstante, como hemos mencionado antes, no será necesario quitar la placa posterior y conectar pin a pin217, ya que el M5 Core2 dispone de una entrada directa (PORT.A.I2C) al que conectar el sensor, usando para ello el cable grove.

Este sensor lleva incorporado dos componentes electrónicos de gran interés para nuestro estudio:

- LED (*Light Emissor Diode* o Diodo Emisor de Luz): es un dispositivo electrónico que al paso de la corriente eléctrica a través de él emite luz. Para que esto ocurra, el LED se debe conectar de una forma determinada en el circuito, ya que, si no, el LED no emitirá luz. Esto se debe a que los LED son diodos y por tanto solo conducen la corriente eléctrica en un solo sentido. Este sentido de conexión es lo que llamamos polarización directa.

Las ventajas de usar LED en vez de otro tipo de lámparas es que los LED transforman prácticamente toda la electricidad en luz y muy poca en calor, (un 80% en un LED frente a un 20% en una bombilla convencional), lo que conlleva a un gran ahorro energético. Otra ventaja es que el tiempo de vida útil es mucho mayor que las lámparas convencionales, unas 100.000 hora de luz, lo que hace a estos dispositivos muy atractivos para cualquier tipo de proyecto [30].

- Fotodiodo (*Photo Sensor*): es un dispositivo semiconductor que se utiliza para detectar y convertir la luz en corriente eléctrica. Es un tipo de fotodetector que se basa en el efecto fotovoltaico, el cual genera una corriente eléctrica cuando la luz incide sobre el material semiconductor.

El fotodiodo está diseñado con una unión p-n, que es una unión entre dos regiones de semiconductor con diferentes niveles de dopaje. Cuando la luz llega al fotodiodo, los fotones son absorbidos por el material semiconductor, lo que crea pares de electrones y huecos. Estos portadores de carga generados se separan por el campo eléctrico de la unión p-n, creando así una corriente eléctrica.

La corriente generada por el fotodiodo es proporcional a la intensidad de la luz incidente. Esto permite utilizar los fotodiodos en una amplia gama de aplicaciones, como sensores de luz, lectores de códigos de barras, sistemas de comunicación óptica y en la detección de señales infrarrojas [30].

Dado que estamos empleando el kit M5Stack, emplearemos el sensor comercializado por dicha casa, en concreto, la mini unidad de frecuencia cardíaca (MAX30100) oxímetro de pulso (*Fig 32*).



Fig 32. Mini Heart Rate Unit (MAX30100) Pulse Oximeter

Este sensor tiene incorporado el chipset MAX30100, y nos permite, como habíamos mencionado anteriormente, medir tanto la frecuencia cardiaca como la saturación sanguínea. Este chipset va integrado en una carcasa que otorga una mayor comodidad, así como una interfaz más estética.

Mo obstante, aunque el sensor utilizado fue finalmente el del fabricante del M5Stack, el programa diseñado se ha comprobado que funciona igual de bien con otras implementaciones hardware basadas en el MAX30100. La razón por la cual finalmente se decidió usar ese sensor y no los otros, fue por la comodidad de este frente al resto, pues no es necesario soldar los pines al sensor (*Fig 33.*).

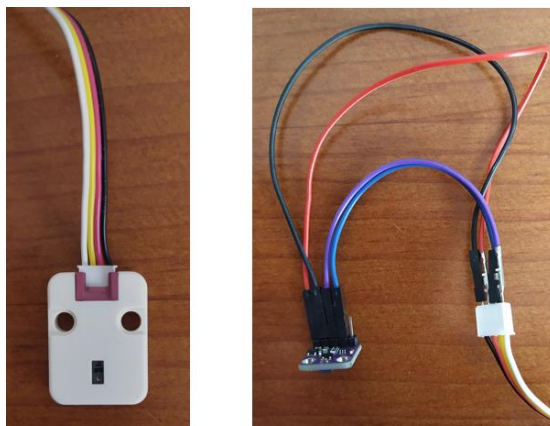


Fig 33. Configuración MAX30100: M5Stack vs Maxim Integrated

2.2.3. Arduino IDE

Arduino es una plataforma de desarrollo basada en una placa electrónica de hardware libre que incorpora un microcontrolador reprogramable y una serie de pines hembra. Estos permiten establecer conexiones entre el microcontrolador y los diferentes sensores y actuadores de una manera muy sencilla [30] [32].

La elección de este entorno de desarrollo se basó en:

- Lenguaje de programación ya conocido y usado en diferentes asignaturas del grado.
- Arduino IDE posee un entorno de desarrollo para trabajar con la placa que es totalmente gratuito, que es software libre y que puede ser instalado en la mayoría de los sistemas operativos existentes.

- Tiene un coste reducido. Al ser una placa pensada para el aprendizaje desde cero, su precio es bajo comparado con el de otras placas.
- Se trata de un proyecto vivo, en constante actividad, que cuenta con una gran comunidad de usuarios, así como foros donde resolver muchas de las dudas que te surjan durante el desarrollo de un proyecto.
- Presenta placas reprogramables, es decir, las placas pueden ser empleadas en diferentes proyectos, ya que el microprocesador que tiene es reprogramable.

El entorno de desarrollo de Arduino permite programar la placa de manera que, al escribir el código fuente, podamos verificar que el código es correcto y finalmente cargarlo en la memoria de microcontrolador. Una vez cargado el programa en el microcontrolador, este ejecutará las instrucciones programadas en el código fuente. El lenguaje de programación está basado en C++ [32].

2.2.4. ThingSpeak

ThingSpeak es una plataforma del Internet de las cosas o *Internet of Things* (IoT) que permite recoger y almacenar datos de sensores en la nube y desarrollar aplicaciones IoT. En nuestro caso, se va a emplear para almacenar las mediciones registradas por nuestro sensor MAX30100 (SpO₂ y frecuencia cardiaca), y desde ahí, van a poder ser accesibles al personal sanitario correspondiente [33].

La elección de esta plataforma como nube se debió a los siguientes motivos:

- Coste: dispone de una versión gratuita de uso relacionado con la educación, que incluye mensajes, canales y tasas de actualizaciones limitadas. Para la presentación del presente trabajo con esta versión será suficiente, no obstante, en caso de querer ampliar su uso, se deberá recurrir a la versión de pago (o a otra plataforma).
- Proyectos de investigación: posee una sección destinada a implementar proyectos de investigación de IoT rápidamente, proporcionando diferentes herramientas con las que poder llevar a cabo la recopilación de datos de sensores a tiempo real, así como su análisis.
- Compatibilidad con Arduino IDE: los datos de los sensores pueden ser enviados desde Arduino, Raspberry Pi, BeagleBone Black y otros hardware.
- App para dispositivos Android e IOS: cuenta con una app donde se podrán visualizar los datos que han sido registrados por nuestro dispositivo.
- Gran variedad de funciones: recolección de datos en tiempo real, datos de geolocalización, procesamiento de datos, visualización de datos, mensajes de estado del circuito, plugins, etc. Además, permite añadir diferentes visualizaciones de los datos, aparte de los gráficos.

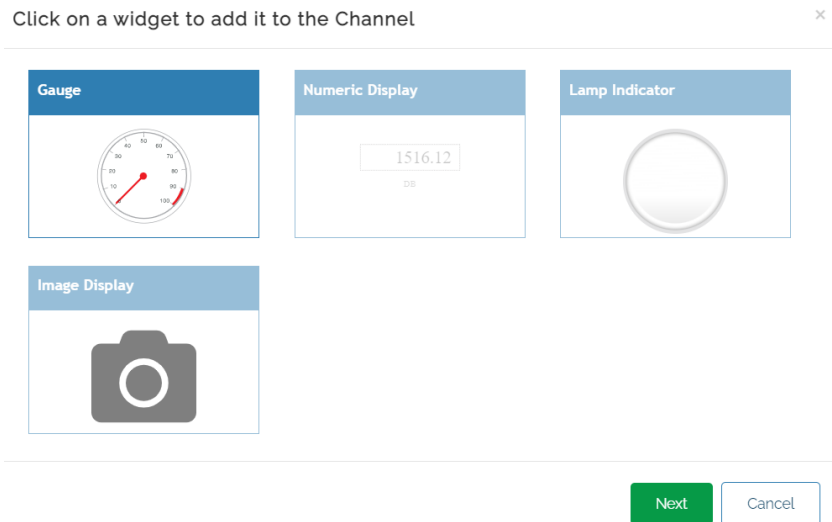


Fig 34. Diferentes opciones de visualización de datos en ThingSpeak

La estructura de ThingSpeak se basa en canales (*channels*). Los datos que son recogidos por nuestro dispositivo (en este caso, el M5Core2) se guardan en estos canales. Cada canal dispone de una serie de campos para guardar datos, así como otro tipo de información adicional. En concreto, cada canal incluye 8 campos que pueden almacenar cualquier tipo de dato, además de tres campos para localización del dispositivo y uno para el estado de los datos. Estos canales pueden ser públicos o privados [33].

Una vez los datos son recogidos en un canal, es posible usarlos con las apps de ThingSpeak para analizarlos y visualizarlos, usando, por ejemplo, Widgets. Los datos del canal se pueden importar o exportar en diferentes formatos de archivo.

2.2.5. Pulsioxímetro de dedo comercial

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 Wawech en concreto el modelo YM201 (Fig 35).

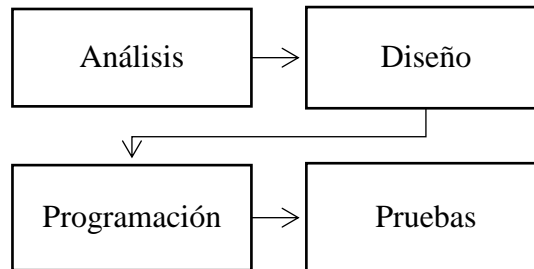


Fig 35. Oxímetro de dedo Wawech (modelo YM201)

La razón por la cual se eligió este pulsioxímetro en particular y no otro, fue básicamente porque se disponía de él.

2.3. Métodos empleados

Para el desarrollo de este prototipo se decidió utilizar la metodología en cascada, conformada en cuatro fases tal como se observa en el siguiente gráfico:



2.3.1. Análisis

En esta primera fase, lo que haremos será e identificar el problema al que nos enfrentamos. Debemos diseñar una solución óptima que permita abordar dicho problema.

En primer lugar, se identificó la población objeto: todas aquellas personas adultas, mayores o con antecedentes de problemas respiratorios y/o cardiacos, así como con presencia de patologías que puedan ser diagnosticadas mediante la sPO₂. Por consiguiente, se evaluó la forma de reducir las probabilidades de que una persona contagiada muera a causa de estas patologías, de esta manera en el estudio se pudo determinar que mediante un dispositivo se podría detectar de forma temprana aquel factor causante de muerte (saturación de oxígeno insuficiente).

En segundo lugar, se planteó los requisitos a satisfacer:

- Detección de niveles insuficientes en saturación de oxígeno y frecuencia cardiaca elevada.
- Alarmas auditivas o vibratorias.
- Entorno de monitoreo destinado al personal médico.
- Sistema de alimentación eléctrica recargable.

Por último, se determinó los dispositivos electrónicos necesarios para cumplir con dichos requisitos.

Características	
M5Core2	<ul style="list-style-type: none">• Bluetooth/Wi-Fi integrado basado en ESP32• Altavoz incorporado, indicador de encendido, motor de vibración, RTC, amplificador I2S, pantalla táctil capacitiva, botón de encendido, botón de reinicio.• Batería de litio incorporada, equipada con chip de administración de energía.• Compatible con desarrollo multiplataforma: UIFlow, MicroPython y Arduino IDE.

- Frecuencia de muestreo programable
- Capacidad de alta frecuencia de muestreo
- Capacidad de salida de datos rápida
- Interfaz GROVE
- Plataforma de desarrollo de software: Arduino IDE
- Ligero y de pequeñas dimensiones
- Económico

2.3.2. Diseño

Una vez tenemos todos los materiales necesarios comentados en el apartado anterior, procedemos al diseño del prototipo en sí.

Dado que la placa M5Core2 lleva todos los componentes electrónicos necesarios integrados en una única carcasa compacta, lo único que deberemos hacer para construir nuestro prototipo, será unir el dispositivo M5 Core2 con la unidad de frecuencia cardíaca/oxímetro de pulso (MAX30100), para lo cual simplemente usaremos un cable grove.

A continuación, se aborda la manera en la que se va a llevar a cabo nuestro objetivo: medir la saturación de oxígeno en sangre. El funcionamiento será el siguiente:

1. El paciente es quien nos proporcionará cada una de las variables fisiológicas (SpO₂ y frecuencia cardíaca).
2. Los datos serán enviados al microcontrolador a través del sensor.
3. El microprocesador ejecuta una serie de acciones predefinidas en su código fuente, al mismo tiempo que ejecuta el envío de datos a la plataforma IoT (ThingSpeak).
4. Los datos se almacenarán en la nube, de este modo el hardware puede encontrarse en cualquier lugar, y., disponiendo de una conexión a la red, puede establecer comunicación en tiempo real con la plataforma de monitoreo.
5. En caso de detectarse niveles anómalos, se emitirá una alarma que alertará tanto al paciente como al responsable sanitario.

2.3.3. Implementación (programación)

En primer lugar, debemos configurar el entorno de Arduino para poder trabajar con la placa M5 Core2.

Posteriormente nos instalaremos todas las librerías necesarias para poder trabajar con nuestros dispositivos (M5Core2 y MAX30100) en Arduino IDE. Para el desarrollo de este trabajo, se usaron, entre otras, las librerías <M5Core2.h>, <MAX30100.h>, <ThingSpeak.h> y <WiFi.h>.

Por último, se desarrolló el código fuente con el cual podremos medir la saturación de oxígeno en la sangre.

Una vez tengamos el código, y hallamos verificado que dicho código es correcto, lo cargaremos en la memoria de nuestro M5 Core2, y lo ejecutaremos. Comprobaremos que, efectivamente, nos muestra los valores de SpO₂ cuando ponemos nuestro dedo índice sobre el sensor.

Comprobado que funciona, el siguiente paso será vincular nuestro dispositivo con la nube para que los datos que se vayan midiendo sean subidos a la nube. Para ello, lo primero que haremos será registrarnos en la plataforma de ThingSpeak. Accederemos a nuestra cuenta y crearemos un nuevo canal donde se guardarán los datos. Además, será necesario instalar una biblioteca de comunicación ThingSpeak en Arduino: <ThingSpeak.h>.

2.3.4. Pruebas

Para verificar su credibilidad, comprobaremos los datos obtenidos con un oxímetro comercial. Se corregirán los errores cometidos tomando como referencia el oxímetro comercial.

Las medidas que aparecen en las tablas (*Tabla 1* y *Tabla 2*) fueron tomadas con un intervalo de tiempo entre ellas de un minuto (de forma simultánea a la representación de datos en ThingSpeak). Para su recopilación se escogió a un sujeto al que se le puso en un dedo el oxímetro comercial, y en el otro el prototipo.



Fig 36. Registro simultáneo con oxímetro comercial y prototipo

El error absoluto se calcula como la diferencia entre el valor de SpO₂ obtenido con el prototipo (M5 Core2) y el oxímetro comercial (Waweck), tal y como se muestra en la siguiente fórmula:

$$\text{Error absoluto} = \text{SpO}_{2\text{prototipo}} - \text{SpO}_{2\text{comercial}}$$

El error relativo se corresponde con el cociente entre el error absoluto y el valor que consideramos como exacto (el promedio del valor de SpO₂ obtenido con el oxímetro comercial).

$$\text{Error relativo (\%)} = \frac{\text{Error absoluto}}{\text{SpO}_{2\text{comercial}}} \times 100$$

Número de medida	SpO ₂ -Prototipo	SpO ₂ -Comercial	Error absoluto	Error relativo (%)
1	98	98	0	0
2	98	98	0	0
3	97	98	1	1,016
4	98	98	1	1,016
5	99	99	0	0
6	99	99	0	0
7	98	99	1	1,016
8	98	99	0	0
9	98	98	0	0
10	97	98	1	1,016
Promedio	98	98,4	0,4	0,407

Tabla 1. Medidas SpO₂ con pulsioxímetro comercial y prototipo

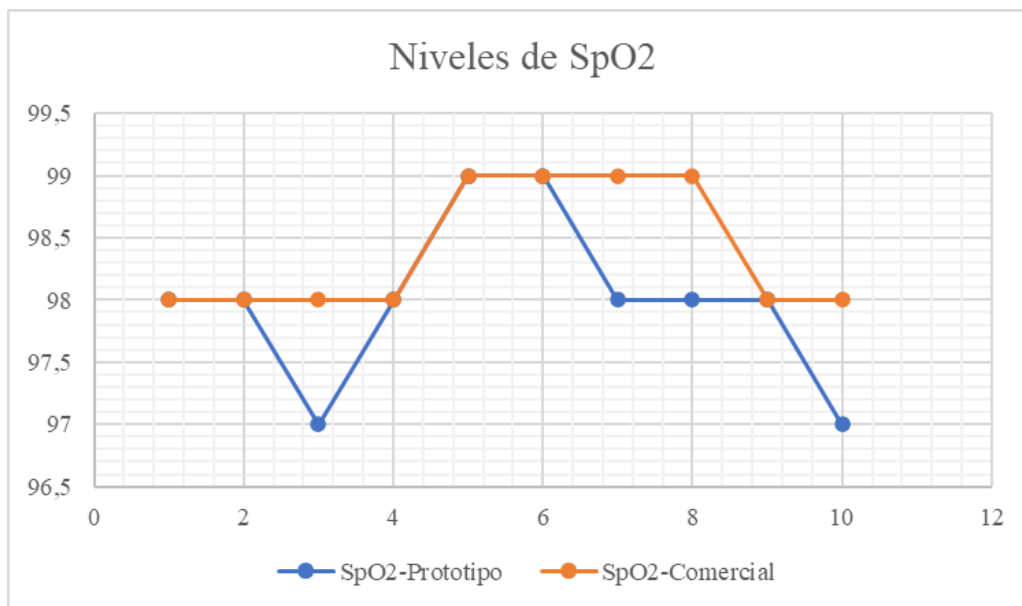


Fig 37. Gráfica comparación valores SpO₂ oxímetro comercial vs prototipo

Los resultados del cuadro son valores de SpO₂ comparados entre oxímetro comercial y el prototipo, con estas pruebas se pretende determinar la fiabilidad, para lo que se estimó el margen de error mediante la determinación del error absoluto y error relativo. De este modo, se estableció de forma global que el prototipo en la medición de SpO₂ tiene un grado de imprecisión del 0,4% y, se concluye que para el caso de SpO₂ el error es mínimo.

Número de medida	HR-Prototipo	HR-Comercial	Error absoluto	Error relativo (%)
1	63	63	0	0
2	62	63	1	1,595
3	61	63	2	3,190
4	62	62	1	1,595
5	62	62	0	0
6	63	63	0	0
7	63	64	1	1,595
8	61	63	2	3,190
9	62	62	0	0
10	62	62	0	0
Promedio	62,1	62,7	0,7	1,116

Tabla 2. Medidas frecuencia cardiaca con pulsioxímetro comercial y prototipo

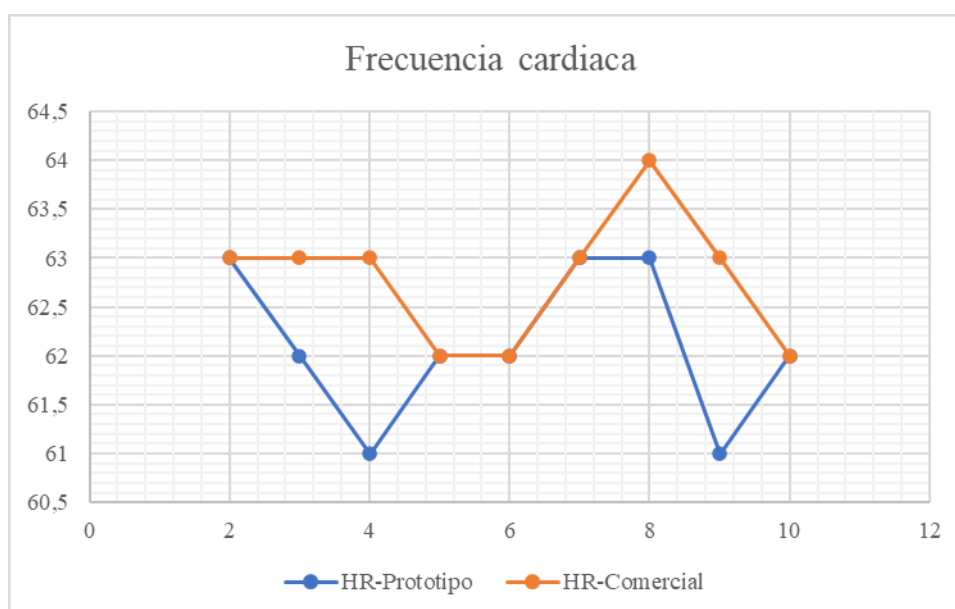


Fig 38. Gráfica comparación valores HR oxímetro comercial vs prototipo

De la misma forma que se realizó con los datos de SpO₂, se llevó a cabo la frecuencia cardiaca. En este caso el prototipo mostraba un grado de imprecisión algo mayor, del 0,7% y, no obstante, este error sigue siendo mínimo.

Además, se verificará la transmisión correcta de datos a la plataforma de monitoreo, ThingSpeak.

Por último, lo ideal sería verificar el funcionamiento correcto con sujetos vulnerables a sufrir una saturación de oxígeno insuficiente, validando así que funciona de manera adecuada en todo tipo de sujetos.

3. Resultados

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, analizaremos los resultados obtenidos con el prototipo construido, y finalmente abordaremos las limitaciones a las que hemos tenido que hacer frente durante el transcurso de dicho proyecto.

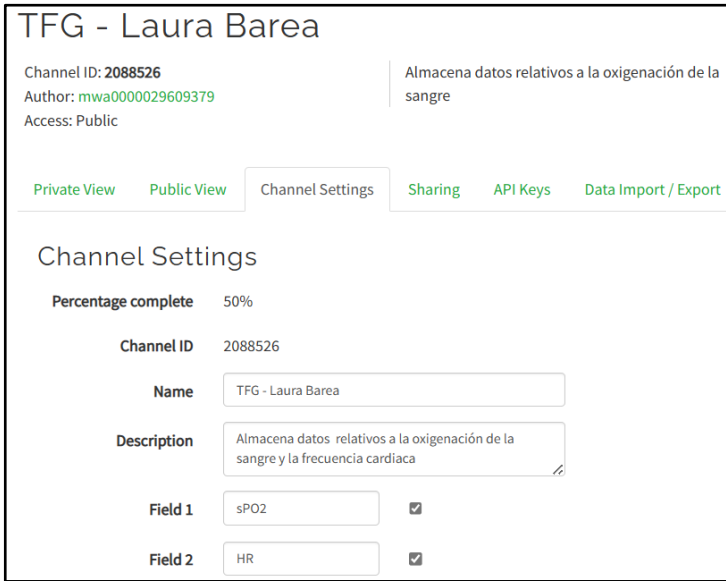
3.1. Desarrollo del proyecto

3.1.1. Construcción del prototipo

Tal y como hemos mencionado en los apartados anteriores, no trabajaremos con una placa, ni componentes electrónicos brutos, tales como resistencias, condensadores, etc. Sino que en su lugar usaremos la placa M5 Core2 que lleva todos estos componentes electrónicos necesarios integrados en una única carcasa compacta. Lo único que deberemos hacer para construir nuestro prototipo, será unir el dispositivo M5 Core2 con la unidad de frecuencia cardíaca/oxímetro de pulso (MAX30100), para lo cual simplemente usaremos un cable grove.

3.1.2. ThingSpeak

Antes de desarrollar el código en Arduino IDE, crearemos un nuevo canal en la plataforma de ThingSpeak. Para ello, lo primero será registrarnos en la página web. Accederemos a nuestra cuenta y crearemos un nuevo canal. Este canal contendrá dos campos, uno para registrar las medidas correspondientes a la SpO₂ y otro a la frecuencia cardíaca. Además, será necesario instalar una biblioteca de comunicación ThingSpeak en Arduino: <ThingSpeak.h>.



The image shows a screenshot of the ThingSpeak web interface for a channel named "TFG - Laura Barea". The channel ID is 2088526, the author is mwa000029609379, and the access is public. The channel description is "Almacena datos relativos a la oxigenación de la sangre". The channel settings are displayed, showing a 50% completion rate. The channel name is "TFG - Laura Barea" and the description is "Almacena datos relativos a la oxigenación de la sangre y la frecuencia cardíaca". There are two fields: Field 1 is "sPO2" and Field 2 is "HR", both with checkboxes checked.

Fig 39. Canal creado en ThingSpeak

La plataforma ThingSpeak nos permite registrar datos hasta en 8 campos. Además, también permite aplicar diferentes widgets, lo que nos aporta diferentes formas de representación de los datos recogidos.

Para poder vincular el M5Core2 con esta plataforma, y así poder subir los datos que se vayan tomando, será necesario copiar el número del canal (*Channel ID*) que en nuestro caso es el 2088526, y la clave que permite la escritura de los datos en sus respectivos campos (*Write API Key*), la cual podemos encontrar en la pestaña “*API Keys*” tal y como se muestra en la *Fig 39*.

Además, también será necesario establecer la conexión con la red wifi que permita esta subida de datos. Esto lo veremos en el siguiente apartado donde se explicará el desarrollo del código en Arduino IDE.

3.1.3. Código para el M5Core2

En primer lugar, debemos configurar el entorno de Arduino IDE para poder trabajar con la placa M5Core2.

Lo primero será instalar todas las librerías necesarias para poder trabajar con nuestros dispositivos (M5Core2 y MAX30100) en Arduino. Para el desarrollo de este trabajo, se usaron, entre otras, las librerías <M5Core2.h>, <MAX30100.h>, <ThingSpeak.h> y <WiFi.h> [34] [35].

```
#include <M5Core2.h>
#include <Wire.h>
#include <ThingSpeak.h>
#include <WiFi.h>
#include <WiFiMulti.h>
#include <pgmspace.h>
#include "MAX30100_PulseOximeter.h"
```

En este punto cabe destacar, que, durante el desarrollo del código, se probaron distintos dispositivos de la familia (MAX30100 y MAX30102) con distintas librerías, entre ellas *Oxullo* y *Sparkfun*. Tras probar las distintas combinaciones entre los sensores y dichas librerías, se comprobó que los mejores resultados se alcanzaron con la combinación del MAX30100 con la librería de *Oxullo*, la cual fue adaptada para ser usada con el M5Stack Core 2. Por tanto, para llegar a la solución final que en el presente documento se presenta, se han evaluado, modificado y descartado otras opciones.

Con las librerías apropiadas instaladas, ya podremos comenzar a desarrollar el código fuente con el cual podremos medir la saturación de oxígeno en la sangre y la frecuencia cardiaca:

1. Se establece la comunicación entre el puerto serie del ordenador y la placa de M5Core2. Iniciamos el sensor y la plataforma ThingSpeak.

```

Serial.begin(115200); // to PC via USB
M5.begin(); // inicializamos M5Core2
M5.Spk.begin(); // inicializamos sonidos M5Core2
ThingSpeak.begin(client); // inicializamos ThingSpeak
WiFi.begin(ssid,pass); // Inicializamos wifi

```

Y comprobamos que el sensor está conectado de forma correcta a la placa.

```

// Inicializamos sensor
if (!pox.begin()) { // Si no hay conexión:
  M5.Lcd.println("Sensor no conectado");
  for(;;);
} else { // Si hay conexión:
  M5.Lcd.println("Sensor conectado");
}

```

2. A continuación, configuramos la red wifi. Para ello, será necesario indicarle el nombre de la red wifi que debe buscar, así como la contraseña de dicha red para que pueda establecer la conexión.

```

M5.Lcd.println(); // Salto de línea
M5.Lcd.print("Conectando a ");
M5.Lcd.print(ssid); // Mostramos nombre de la red Wifi a la que
se está intentando conectar

while (WiFi.status() != WL_CONNECTED){ // Mientras no consiga
conectarse
  delay(500); // Espera medio segundo
  M5.Lcd.print("."); // Imprimimos puntos suspensivos
}

```

```

M5.Lcd.println();
M5.Lcd.println("Conectado a WiFi");
M5.Lcd.print("Dirección IP: ");
M5.Lcd.println(WiFi.localIP()); // Mostramos la dirección IP a
la que nos hemos conectado

```

No obstante, se ha desarrollado otra posible opción a través de la biblioteca <WiFiMulti.h>. Esta alternativa de inicialización de la red tiene como fin obtener la señal más intensa que exista. Por lo tanto, se introducirán todas las redes disponibles, y el dispositivo se conectará a aquella que considere que tiene una mejor calidad.

```

wifiMulti.addAP("Nombre1", "Contraseña1");
wifiMulti.addAP("Nombre2", "Contraseña2");
M5.lcd.print("Conectando con la red Wifi...");

```

```

if (wifiMulti.run() == WL_CONNECTED) {
  M5.lcd.setCursor(0, 20);
  M5.lcd.print("WiFi conectado\n\nSSID:");
  M5.lcd.println(WiFi.SSID());
  M5.lcd.print("RSSI: ");
  M5.lcd.println(WiFi.RSSI);
  M5.lcd.print("Dirección IP: ");
  M5.lcd.println(WiFi.localIP());
  delay(1000);
  M5.lcd.fillRect(0, 20, 180, 300, BLACK);
} else {
  M5.lcd.print("WiFi no conectado");
  delay(1000);
}

```

Una vez se ha establecido la conexión wifi, se configura el objeto *pox* de la librería MAX30100_PulseOximeter y el LED.

```

// Configuración del LED
// (en el loop() se inicializa a los valores por defecto)
pox.setIRLedCurrent(MAX30100_LED_CURR_7_6MA);
// Registramos llamada de retorno para la detección de latido
pox.setOnBeatDetectedCallback(onBeatDetected);

```

- Después de haber completado la configuración del sensor, crearemos una función llamada *printHRandSPO2*. Esta función recibe como entrada un booleano, es decir, un valor “true” (1) o “false” (0). Esta entrada solo afectará a la imagen que se mostrará a través de la pantalla del dispositivo, de manera que cuando es “true” nos indicará que se ha producido un latido, y mostrará un icono rojo con un corazón (*hb2_bpm*), en caso contrario, se otra figura diferente (*hb1_bpm*). Independientemente del valor de la entrada, esta función siempre nos imprimirá por la pantalla del M5 Core2 el nombre de cada una de las variables (HR y SpO₂) junto al valor que toma.

```

void printHRandSPO2(bool beat){
  M5.Lcd.fillRect(BLACK); // Color del fondo de pantalla
  M5.Lcd.setTextColor(WHITE); // Color del texto
  M5.Lcd.setTextSize(4); // Tamaño del texto
  if (beat) {
    // si hay latido se proyecta una imagen, si no otra
    M5.Lcd.drawXBitmap(0, 5, hb2_bmp, 64, 32, TFT_RED);
  } else {
    M5.Lcd.drawXBitmap(0, 5, hb1_bmp, 64, 32, TFT_WHITE);
  }
  M5.Lcd.setCursor(0,70);
  M5.Lcd.print("HR:   ");
  M5.Lcd.println(medianHR);
}

```

```

M5.Lcd.print("SP02: ");

if(medianSpo2 < 90){ // Si la SpO2 es menor
  M5.Lcd.setTextColor(RED); // Color texto
  M5.Lcd.println(medianSpo2); // Mostrar valor en rojo
} else {
  M5.Lcd.setTextColor(WHITE); // Color del texto
  M5.Lcd.println(medianSpo2);
}
}

```

Para poder representar estas imágenes en la pantalla de la placa se han tenido que transformar a un mapa de bits.

4. En el bucle infinito (*loop*) se actualizan tanto la placa M5 Core2 como el sensor. Generamos una condición que solo calcule los valores deseados cada cierto intervalo de tiempo, con el fin de no colapsar el dispositivo. Cuando esta condición se cumpla, se calcularán los valores tanto de la frecuencia cardiaca como de la saturación sanguínea y se llamará a la función creada anteriormente, que se encargará de mostrarnos una imagen (en función de si se ha detectado latido o no) e imprimirá por pantalla los valores de las variables.

```

void loop(){
  M5.update(); // actualizar el botón de estado
  pox.update(); // actualizar sensor

  if (millis() - tsLastReport > REPORTING_PERIOD_MS) {
    Heart_rate = (int)pox.getHeartRate();
    // Obtenemos valor de frecuencia cardiaca
    Spo2 = pox.getSpO2(); // obtenemos valor de SpO2
    medianSpo2 = medianFilter.AddValue(Spo2);
    // Filtramos la señal SpO2
    medianHR = medianFilter.AddValue(Heart_rate);
    // Filtramos la señal Heart_rate
    printHRandSP02(false); // Llamamos función printHRandSP02
    tsLastReport = millis();
  }
}

```

A continuación, generaremos otra condición que guardará los valores de ambas variables en sus correspondientes campos dentro de la plataforma ThingSpeak, siempre y cuando haya pasado un minuto desde el último registro subido. Cada vez que se suban los datos recogidos a la nube, se evaluará el nivel de SpO₂, y en caso de ser inferior al 90% el dispositivo vibrará y emitirá un sonido que servirá de alerta al usuario. También se grabará en la nube un mensaje indicando si los niveles de SpO₂ son adecuados, de manera que sea fácil de analizar tanto por el usuario como por el médico. Finalmente, se escribirán las medidas tomadas en el canal, lo cual podremos observar en las gráficas que se irán generando en nuestro canal de ThingSpeak.


```

if (millis() - tsLastThings > THINGS_PERIOD_MS) {

    ThingSpeak.setField(1, medianSpo2);
    // Guardamos datos en el campo 1 de nuestro canal
    ThingSpeak.setField(2, medianHR);
    // Guardamos datos en el campo 2 de nuestro canal

    // mensaje del estado del paciente en relación a la SpO2
    reflejado en ThingSpeak
    if(medianSpo2 > 95){ // si niveles de SpO2 > 95
        myStatus = String("SpO2 en niveles correctos");
    } else if(medianSpo2 < 90){ // si niveles de SpO2 < 90
        myStatus = String("ALERTA: SpO2 en niveles muy bajos");
    } else { // si niveles de SpO2 están entre 90 y 95
        myStatus = String("Cuidado: SpO2 en niveles bajos");
    }

    // Subimos el estado a ThingSpeak
    ThingSpeak.setStatus(myStatus);

    httpCode1 = ThingSpeak.writeFields(myChannelNumber,
    myWriteAPIKey); // Subimos a la plataforma ThingSpeak los
    datos recogidos en los campos correspondientes

    if (medianSpo2 < 90) {
        M5.Axp.SetLD0Enable(3, true); // Vibración 3 segundos
        M5.Spkr.DingDong(); // Sonido
        delay(1000);
        M5.Axp.SetLD0Enable(3, false); // Parar vibración
        delay(1000);
    }

    if (httpCode1 == 200) {
        Serial.println("Escritura correcta");
    } else {
        Serial.println("Problema" + String(httpCode1));
    }

    tsLastThings = millis();
    pox.begin(); // Reinicio el MAX con los valores por defecto
}

```

El código completo se encuentra disponible en el Anexo.

Una vez tengamos el código, y hallamos verificado que dicho código es correcto, lo cargaremos en la memoria de nuestro M5 Core2, y lo ejecutaremos. Comprobaremos que, efectivamente, tras asegurar la correcta conexión con el sensor y establecer la red wifi (*Fig 40.*), nos muestra los valores de sPO₂ y de la frecuencia cardiaca cuando ponemos nuestro dedo índice sobre el sensor (*Fig 41.*).



Fig 40. Establecer conexión WiFi

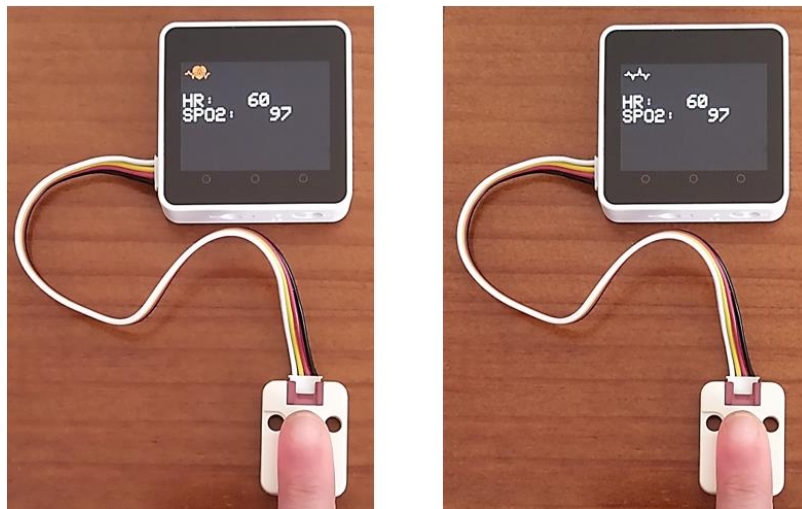


Fig 41. Mostrar valores medidos. (Izquierda) Latido. (Derecha) No latido.

A continuación, verificaremos que se están subiendo los datos correctamente a la nube (Fig 42.).

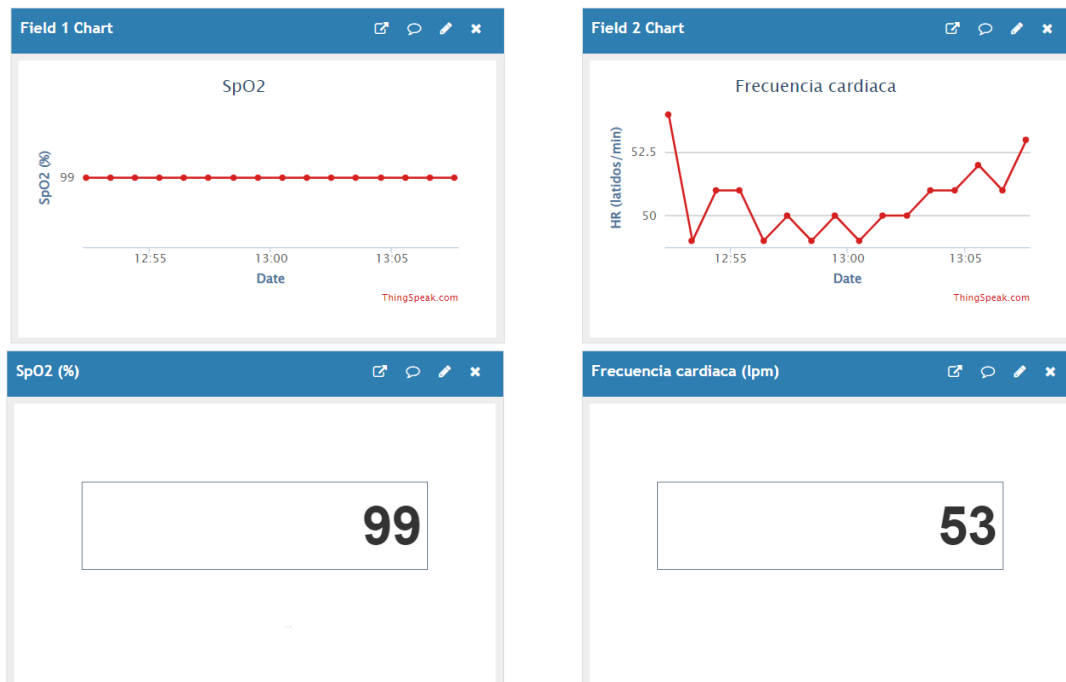


Fig 42. Registro de valores en el canal de ThingSpeak

Además, ThingSpeak dispone de una app para móvil donde podrás vincular tu canal y estar siempre actualizado sobre tus niveles de SpO₂ y frecuencia cardiaca. La app se llama “ThingView”, y está disponible tanto para dispositivos Android como IOS.

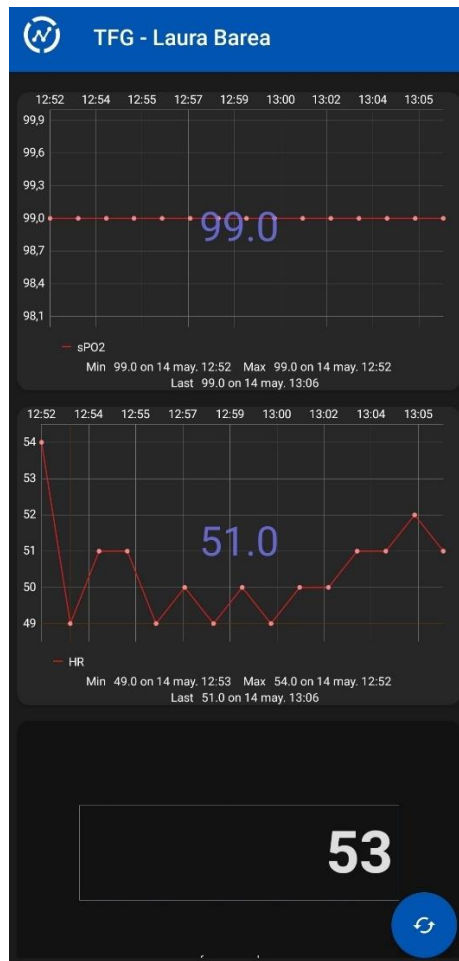


Fig 43. App ThingSpeak para móvil

Para verificar su credibilidad, comprobaremos los datos obtenidos con un oxímetro comercial de la marca Wawech, concretamente el modelo YM201 (Fig 34).

3.2. Análisis de los resultados

Para verificar y validar el proyecto desarrollado, es necesario realizar una comparación y calibración del equipo diseñado con un equipo profesional. En este caso, se ha utilizado el modelo YM201 del fabricante Wawech para llevar a cabo dicha comparación. Esto permitirá evaluar la validez, precisión, veracidad y exactitud del equipo objeto de este trabajo en la medición de la frecuencia cardíaca y el porcentaje de oxígeno en sangre de cada sujeto sometido al estudio.

Como se mencionó anteriormente, el programa desarrollado en Arduino IDE muestra las pulsaciones por minuto y la cantidad de oxígeno en sangre en la pantalla del M5 Core2 cada segundo.

No obstante, el almacenamiento de datos en ThingSpeak, así como su representación, tiene lugar cada 60 segundos. Esto es debido a que la plataforma de ThingSpeak, en su versión gratuita, no permite periodos de actualización inferiores a 15 segundos. La razón por la cual no se suben los datos cada 15 segundos es porque cada vez que se realiza la subida de datos a la nube, es necesario reiniciar el sensor MAX30100. Esto genera que las primeras mediciones sean inadecuadas, y tarda unos segundos en proporcionar datos fiables. Por ello, se extiende el tiempo a un minuto, de esta manera garantizamos que los valores sean correctos.

Para evitar representar o grabar datos erróneos, se implementará un filtro de mediana. A diferencia de otros filtros, como el filtro promedio, el filtro de mediana se basa en el concepto de reemplazar cada valor de la señal con el valor mediano de un conjunto de valores adyacentes. Además, el valor mediano es menos sensible a los valores extremos que el promedio.

El proceso básico del filtro de mediana implica tomar una ventana deslizante de tamaño fijo y desplazarla a lo largo de la señal. En cada posición de la ventana, se recoge el conjunto de valores dentro de ella y se calcula el valor mediano. Este valor mediano se asigna al punto central de la ventana, reemplazando así el valor original.

Este filtro se adquirirá de la librería “Arduino Median Filter” de Luis Llamas.

3.3. Limitaciones

A lo largo del trabajo se han observado diferentes limitaciones que han dificultado el desarrollo del mismo.

En el estudio de señal recibida se han puesto de manifiesto las limitaciones del sensor 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 hecho inviable la medición de estas constantes con dicho sensor, lo que promovió al uso del sensor MAX30100 en su lugar.

Otro posible inconveniente que se tuvo a lo largo del desarrollo del programa en Arduino IDE fue la subida de datos a la nube. Como se comentó en el apartado anterior, la plataforma de ThingSpeak, en su versión gratuita, no permite periodos de actualización inferiores a 15 segundos. Lo ideal sería que la monitorización fuera continua, al igual que es la representación de los datos por pantalla. Además, cada vez que se suben los datos a la nube es necesario reiniciar el sensor, lo que genera valores incoherentes durante los primeros 2-3 segundos. Esta limitación impide diseñar una alerta que evalúe todas las mediciones tomadas, dado que los primeros segundos después de subir los datos a la nube (al reiniciar el sensor) se produce esa desnivelación de las medidas. Por ello, se tuvo que limitar la alerta al momento de la subida de datos. Es decir, cada vez que se va a almacenar los datos en ThingSpeak, se evaluara de forma simultánea si esos valores son adecuados, y en caso de no serlos, se emitirá una vibración junto con un sonido para que el paciente sea consciente de la situación.

Por otro lado, es importante tener en cuenta que el prototipo implementado enfrenta limitaciones similares a las que puede presentar cualquier dispositivo comercial: [19]

- Dificultad en la absorción de la luz: Factores como el uso de esmalte de uñas o la variación en la pigmentación de la piel pueden afectar la precisión de las mediciones.
- Hipotensión y disminución de la presión de pulso: En situaciones de shock o exposición al frío, puede haber una disminución en la presión arterial y la fuerza del pulso, lo cual puede influir en las mediciones.
- Presencia de carboxihemoglobina: En pacientes fumadores, la presencia de carboxihemoglobina en un rango del 10-20% puede generar confusión al interpretar los niveles de oxihemoglobina.
- Movimientos del dedo: Los movimientos del dedo mientras se lleva puesta la pinza pueden causar fluctuaciones y disminución en la señal de lectura, lo que puede afectar la precisión de las mediciones.
- Interferencia con otros dispositivos: Existe la posibilidad de que el dispositivo pueda experimentar interferencias de otros dispositivos electrónicos cercanos, lo cual puede afectar la calidad de la señal y, por ende, los resultados obtenidos.

Es importante tener en cuenta estas limitaciones al interpretar los resultados del prototipo y al compararlo con dispositivos comerciales.

3.4. Grado de consecución de los objetivos

La finalidad del proyecto es básicamente llevar a la práctica los fundamentos teóricos biomédicos para construir un dispositivo capaz de realizar las mediciones pertinentes de saturación y ritmo cardíaco.

Como objetivo principal se pretendía diseñar un pulsioxímetro capaz de medir la SpO₂ y almacenar los datos registrados en la nube para fueran fácilmente accesibles para el personal sanitario sin necesidad de tener que citar en consulta al paciente.

Como objetivos secundarios:

- Implementar el oxímetro para que lea y almacene en la nube la frecuencia cardíaca, la cual será detectada simultáneamente junto con la SpO₂.
- Generar una alarma que se active cuando se supere un determinado umbral en los valores de SpO₂. Esta alarma puede ser en forma de sonido o vibración del oxímetro, o incluso notificación a nuestro dispositivo móvil. Además, el médico a cargo del sujeto también deberá recibir esta alarma, y poder llevar así las medidas oportunas.
- Desarrollar un dispositivo que sirva de apoyo a aquellas personas con patologías cardio respiratorias, sirviendo como un indicador fiable del nivel de oxígeno en

sangre, y permitiendo alertar al sujeto en caso de que hubiera irregularidades de las que él no se haya percatado.

Podemos concluir que objetivo principal del proyecto ha sido logrado, pues el prototipo diseñado es capaz de realizar mediciones tanto de SpO₂ como de frecuencia cardiaca, y todo ello con un error mínimo.

Respecto a los objetivos secundarios, se ha logrado subir y almacenar los datos en la nube a tiempo real, pudiendo representar dichos valores gráficamente para su fácil visualización. Aunque también se ha conseguido generar una alerta cuando la SpO₂ supera cierto umbral (concretamente cuando es inferior al 90%), la idea inicial e ideal sería que la alerta estuviese activa en todo momento, y no solo a la hora de subir los datos a la nube (1 vez por minuto). También se debería implementar un sistema de alerta más eficiente de cara al profesional médico, ya que, aunque se generen mensajes de alerta en la plataforma, el médico no tiene por qué estar mirando constantemente la app para verificar que todo está correcto.

4. Conclusiones

Durante el desarrollo del proyecto, se ha diseñado e implementado un pulsioxímetro capaz de medir y almacenar los niveles de saturación de oxígeno en sangre registrados de cada paciente. Además, este equipo también mide la frecuencia cardíaca del individuo al que se le coloca el sensor.

Además del diseño del dispositivo, se buscó que fuera fácil de usar y que permitiera registrar de manera sencilla y cómoda los valores de cada sujeto. El objetivo principal del proyecto era tener monitorizado al sujeto las 24 horas del día, de manera que se pudieran registrar todos los valores de SpO₂ a lo largo del día y ser revisadas de manera remota por el médico a cargo y por el propio paciente. Para lograr esto, se implementó en el programa del procesador una función que subiera los datos a la nube, generando registros gráficos y de texto de los valores medidos. De esta manera se consigue obtener una recopilación de datos completa y precisa, y todo ello sin necesidad de que el sujeto tenga que acudir a la consulta para que un especialista descargue los datos.

Se han cumplido el objetivo principal que se describió al comienzo del proyecto, pues se ha conseguido implementar un equipo de capaz de medir y almacenar los datos recogidos a tiempo real, así como de reproducir valores reales y con poca tolerancia a fallo.

5. Aportaciones originales

Lo que destaca este trabajo en relación a los ya realizados previamente, es que se ha integrado al pulsioxímetro la posibilidad de subir los datos recogidos a la nube, de manera que sean fácilmente accesibles para el personal sanitario.

Hasta ahora estos dispositivos se limitaban a almacenar los datos medidos en su memoria, para que posteriormente, el médico los revisara cuando le citara en consulta. Por tanto, esto supone todo un avance, tanto a nivel sanitario como económico, ya que evitará colapsar las consultas para visitas de esta índole, dejándolas libres para asuntos de mayor gravedad. Por otro lado, supondrá una mejora para el médico y el paciente en cuanto a comodidad, ya que ninguno de ellos se tendrá que desplazar hasta el hospital, y el paciente estará continuamente monitorizado.

Además, con la incorporación de la alarma en forma de vibración del dispositivo, el paciente será avisado inmediatamente de que los valores que se están midiendo son anormales, indicándole la recomendación de acudir al hospital cuanto antes. Así mismo, el médico recibirá una notificación de dicha anomalía, pudiendo revisar al momento la información recogida y comprobando que es lo que está pasando, para que cuando el paciente acuda, simplemente se aplique el tratamiento adecuado si es el caso.

6. Líneas futuras de trabajo

Tras el desarrollo de este trabajo, se ha podido observar una serie de aspectos que podrían ser mejorables.

En primer lugar, podemos mencionar el diseño del dispositivo. El que se presenta en este trabajo resulta inviable para poder desarrollarlo comercialmente y que sea usado por sujetos enfermos para su monitorización. Debería desarrollarse de tal manera que el dispositivo fuera de pequeño tamaño (lo suficiente como para poder llevarlo cómodamente en el bolsillo de la chaqueta o del pantalón), así como un cable lo suficientemente largo y resistente para llegar desde el bolsillo donde guardamos la placa hasta el índice donde pondremos el sensor.

Por otro lado, el sensor que se presenta no está diseñado para poder ser llevado de manera constante en el dedo. Por esta razón, sería adecuado diseñar un sensor en forma de pegatina o pinza que sea capaz de colocarse en el dedo índice minimizando todo lo posible el movimiento entre la superficie del sensor y del dedo. Este es un aspecto difícil de conseguir, pero imprescindible para poder conseguir medidas fiables. Una idea que se presenta es el diseño de un guante, ya que de esta forma se reduciría los artefactos que podrían surgir del movimiento.

También debe tenerse en cuenta que este dispositivo está pensado para llevarse continuamente, de manera que el paciente este continuamente monitorizado. Es por ello, que sería necesario que funcionara con una batería o pila lo suficientemente duradera como para poder llevar a cabo este propósito. Podría diseñarse una batería con capacidad de duración de todo el día, y que por las noches el paciente pudiera poner a cargar de manera inalámbrica, a través de un dispositivo que se encuentre cercano a él, por ejemplo, en la mesilla de cama.

Otro posible aspecto a considerar sería la nube donde almacenamos los datos. En el presente estudio, se usó la plataforma ThingSpeak en su versión gratuita, ya que aportaba todo lo necesario para llevar a cabo los objetivos planteados. Sin embargo, si

quisiéramos usar realmente este dispositivo en nuestro sistema sanitario, deberíamos conseguir una nube lo suficientemente potente y amplia como para poder almacenar la gran cantidad de datos que se recogen. Y de igual forma pasaría con el sistema de alerta. Si quisiéramos que este producto llegará a ser útil médicamente, debería generar una alarma tanto para el paciente como para el médico, sin tener que estar ninguno de ellos atentos constantemente a los valores que se registran. Para ello, se podría implementar un sistema de notificación en forma de SMS, que llegará al teléfono del médico y del paciente, e incluso, que les pusiera en contacto directamente entre ellos o con el equipo de urgencias.

Finalmente, podría implementarse dentro del propio dispositivo un algoritmo capaz de diagnosticar patologías según los datos que vaya recogiendo. De esta manera, se facilitaría el trabajo del profesional médico, aunque su papel seguiría siendo imprescindible. Una forma de implementarlo sería usando una rama de la Inteligencia Artificial denominada “*Machine Learning*” o aprendizaje automático. El *Machine Learning* tiene como objetivo desarrollar técnicas que permitan que las máquinas “aprendan”, es decir, programar comportamientos en ellas a partir de ejemplos, y no de forma explícita. Para ello, primeramente, deberemos hacernos con una base de datos suficientemente amplia como para poder entrenar nuestro algoritmo. Además, estos datos que van a usarse como medio de entrenamiento deben ser heterogéneos, para poder abarcar todas las posibles combinaciones que se presenten. Una vez, entrenado nuestro algoritmo, el siguiente paso sería seleccionar una población de estudio y probar el modelo de predicción con ella. Como vemos, llevar a cabo esta idea no es tarea fácil, pues son necesarias una gran cantidad de recursos y medios, no obstante, permitiría realizar un diagnóstico rápido, que debería ser validado por el médico, y de esta manera establecer un tratamiento lo antes posible.

7. Bibliografía y referencias

- [1] M. d. S. -. G. d. España, «Los costes de Hospitalización en el Sistema Nacional de Salud,» [En línea]. Available: <https://www.sanidad.gob.es/estadEstudios/estadisticas/docs/pesosCostes2004ResumenNotas.pdf>.
- [2] H. Rodríguez, «National Geographic - Propiedades del oxígeno,» 15 Diciembre 2022. [En línea]. Available: https://www.nationalgeographic.com.es/ciencia/propiedades-oxigeno-o_18219.
- [3] «Medlineplus,» [En línea]. Available: <https://medlineplus.gov/spanish/blood.html>.
- [4] «La sangre | Texas Heart Institute,» [En línea]. Available: <https://www.texasheart.org/heart-health/heart-information-center/topics/la-sangre/>.
- [5] L. Franco Vera, «LA HEMOGLOBINA: UNA MOLÉCULA PRODIGIOSA,» *Real Academia de Ciencias Exactas, Físicas y Naturales*, vol. 104, nº 1, p. 20, 2010.

- [6] M. V. A. C. E. G. Nora Brandan, «Hemoglobina,» 2008. [En línea]. Available: https://docs.moodle.org/all/es/images_es/5/5b/Hemoglobina.pdf.
- [7] I.-V. J. S.-G. M. Z.-P. C. Ríos-Tapia CF, «Hemoglobina,» [En línea]. Available: <https://www.uaeh.edu.mx/scige/boletin/icsa/n2/m2.html>.
- [8] O. G. J. P. Carmen Carrillo, «McGraw Hill Medical - Bases moleculares de las hemoglobinopatías,» [En línea]. Available: <https://accessmedicina.mhmedical.com/content.aspx?bookid=1803§ionid=124156418>.
- [9] «Tipos de Oxímetros,» [En línea]. Available: <https://oximetro.com.mx/blog/guias/tipos-de-oximetros/>.
- [10] J. W. Salyer, «Neonatal and Pediatric Pulse Oximetry,» *Respiratory Care*, vol. 48, 2003.
- [11] A. V. P. Mauri Jaime Lloret, «Recogida y análisis de los datos de un pulsioxímetro a través de una aplicación móvil,» Universidad Politécnica de Valencia, 2022. [En línea]. Available: <https://riunet.upv.es/handle/10251/186727>.
- [12] S. V. A. J. Jaime Calderón Quispe, «Implementación de un oxímetro de pulsos para monitorizar la desaturación del paciente a distancia,» 2019.
- [13] S. V. B. S. Solibella Bencomo, «Design and construction of a pulse oximeter,» *Revista Ingeniería UC*, vol. 23, nº 2, p. 10, 2016.
- [14] «American Thoracic Society - Oximetría de pulso,» vol. 184, nº 1, p. 2, 2011.
- [15] «MESI,» [En línea]. Available: <https://www.mesimedical.com/es/la-saturacion-de-oxigeno-en-sangre-en-la-punta-de-sus-dedos/>.
- [16] A. G. S, «Oximetría de Pulso vs gasometría arterial,» *Revista española de investigaciones quirúrgicas*, vol. 12, nº 2, p. 51, 2009.
- [17] L. G. G.-R. R. P.-P. L. T.-B. Arturo Cortés-Telles, «Gasometría arterial ambulatoria. Recomendaciones y procedimiento,» *Scielo*, vol. 76, nº 1, p. 10, 2017.
- [18] M. M. S. S. Mejía Salas H, «Oximetría de pulso,» *Revista de la Sociedad Boliviana de Pediatría*, vol. 51, nº 2, p. 7, 2012.
- [19] E. M. Rojas-Pérez, «Factores que afectan la oximetría de pulso,» *Revista Mexicana de Anestesiología*, vol. 29, nº 1, 2006.
- [20] «Healthline,» [En línea]. Available: <https://www.healthline.com/health/es/oximetria-de-pulso#que-sigue-despues>.
- [21] L. M. J. Valentina Berna L., «Hipoxemia silenciosa y uso de oxímetro de pulso en el hogar para detección precoz de complicaciones por Covid-19: reporte de un

- caso y revisión de la literatura,» *Revista Hospital Clínico Universitario de Chile*, vol. 32, n° 1, p. 6, 2021.
- [22] S. E. C. Freddy del Angel Arrieta, «Oxímetro de pulso con plestimografía por reflexión implementando el módulo MAX30100 mediante procesameinto digital con interfaz gráfica,» 2017, p. 4.
- [23] «Espectrometría; mecanismo, tipos y usos - Espectrometros,» [En línea]. Available: <https://espectrometria.com.mx/espectrometria-mecanismo-tipos-y-usos/>.
- [24] D. G. R., «Instrumentos que revolucionaron la química: la historia del espectrofotómetro,» *Avances en Química, Universidad de los Andes*, vol. 13, n° 3, Diciembre 2018.
- [25] F. R. S. S. Sergio Rolando Gómez Vizcaíno, «Diseño y construcción de un prototipo de oxímetro de pulso,» Repositorio Digital Institucional de la Escuela Politécnica Nacional, 2011. [En línea]. Available: <https://bibdigital.epn.edu.ec/handle/15000/4325>.
- [26] V. F. C. Cometti Germán Darío, «UNMDP - Adquisición de señales de oximetría de pulso para monitoreo del estado vascular,» Agosto 2018.
- [27] «Espectrofotómetro,» [En línea]. Available: https://www.ingenierizando.com/laboratorio/espectrofotometro/?utm_content=cm-p-true.
- [28] R. A. Pearse R, «Mixed and Central Venous Oxygen Saturation,» *Yearbook of Intensive Care and Emergency Medicine*, vol. 2005, p. 11.
- [29] «M5Stack,» [En línea]. Available: <https://m5stack.com/>.
- [30] S. C. C. Alfredo Moreno Muñoz, Arduino, 2018, p. 452.
- [31] «MAX30100,» [En línea]. Available: <https://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/max30100.pdf>.
- [32] «Arduino,» [En línea]. Available: <https://www.arduino.cc/>.
- [33] «ThingSpeak,» [En línea]. Available: <https://thingspeak.com/>.
- [34] Tinyu-Zhao, «Libreria M5Core2 - MAX30100 (GitHub),» [En línea]. Available: https://github.com/m5stack/M5Core2/blob/master/examples/Unit/HEART_MAX30100/MAX30100_RawData/MAX30100_RawData.ino.
- [35] «Libreria SparkFun para el sensor MAX3010x (GitHub),» [En línea]. Available: https://github.com/sparkfun/SparkFun_MAX3010x_Sensor_Library.
- [36] A. Jubran, «Pulse oximetry,» *Critical Care*, vol. 19, n° 1, p. 7, 2015.

- [37] D. Yetman, «Oximetría de pulso: Usos, lecturas y cómo funciona,» 20 Septiembre 2021. [En línea]. Available: <https://www.healthline.com/health/es/oximetria-de-pulso#que-sigue-despues>.
- [38] D. Rodríguez, «Espectrometría: mecanismo, tipos y usos,» Espectrometría, 11 Junio 2020. [En línea]. Available: <https://espectrometria.com.mx/espectrometria-mecanismo-tipos-y-usos/>.
- [39] L. Llamas, «Arduino Filtro Mediana,» [En línea]. Available: <https://github.com/luisllamasbinaburo/Arduino-MedianFilter>.

8. Anexos

El código desarrollado para el M5Core2 se presenta a continuación:

```
// Cargamos librerías
#include <M5Core2.h>
#include <Wire.h>
#include "MAX30100_PulseOximeter.h"
#include "ThingSpeak.h"
#include <WiFi.h>
#include <MedianFilterLib.h>
#include <pgmspace.h> // PROGMEM support header
#include "secrets.h" // Contiene las credenciales WiFi
#define imgWidth 64 // logo width
#define imgHeight 32 // logo height

// IMÁGENES
static const uint8_t hb1_bmp[] = {
  0x00, 0x00, 0x00, 0x00, 0x00, 0x00, 0x00, 0x00, 0x00, 0x00, 0x00, 0x00,
  0x00, 0x00, 0x00, 0x00, 0x00, 0x00, 0x00, 0x00, 0x30, 0x00, 0x00, 0x00,
  0x00, 0x00, 0x00, 0x00, 0x70, 0x00, 0x00, 0x00, 0x00, 0x00, 0x00, 0x00,
  0x70, 0x00, 0x00, 0x00, 0x00, 0x00, 0x00, 0x00, 0x70, 0x00, 0x00, 0x00,
  0x00, 0x00, 0x00, 0x00, 0x78, 0x00, 0x00, 0x00, 0x00, 0x00, 0x00, 0x00,
  0xF8, 0x00, 0x00, 0x00, 0x00, 0x00, 0x00, 0x00, 0xD8, 0x00, 0x00, 0x00,
  0x00, 0x00, 0x00, 0x00, 0xDC, 0x00, 0x00, 0x00, 0x00, 0x18, 0x00, 0x00,
  0xDC, 0x00, 0x00, 0x00, 0x00, 0x38, 0x00, 0x00, 0xCC, 0x01, 0x00, 0x00,
  0x00, 0x3C, 0x00, 0x00, 0xCC, 0x00, 0x00, 0x00, 0x00, 0x7C, 0x00, 0x00,
  0x8C, 0x01, 0x00, 0x00, 0x00, 0x6E, 0x00, 0x00, 0x8C, 0x01, 0x00, 0x00,
  0x00, 0xE6, 0x00, 0x00, 0x8E, 0x01, 0x00, 0x00, 0xF8, 0xC7, 0x0F, 0xFF,
  0x87, 0xFF, 0xC0, 0x0F, 0xF0, 0x83, 0x1F, 0xFF, 0x07, 0xFF, 0xC1, 0x0F,
  0x00, 0x00, 0x18, 0x03, 0x00, 0x80, 0xC1, 0x00, 0x00, 0x00, 0x9C, 0x01,
  0x00, 0x80, 0x61, 0x00, 0x00, 0x00, 0x98, 0x01, 0x00, 0x80, 0x63, 0x00,
  0x00, 0x00, 0xB0, 0x01, 0x00, 0x00, 0x73, 0x00, 0x00, 0x00, 0xF8, 0x01,
  0x00, 0x00, 0x33, 0x00, 0x00, 0x00, 0xF0, 0x00, 0x00, 0x00, 0x3F, 0x00,
```

```

0x00, 0x00, 0xF0, 0x00, 0x00, 0x00, 0x1E, 0x00, 0x00, 0x00, 0xF0, 0x00,
0x00, 0x00, 0x1E, 0x00, 0x00, 0x00, 0x60, 0x00, 0x00, 0x00, 0x0E, 0x00,
0x00, 0x00, 0x60, 0x00, 0x00, 0x00, 0x0C, 0x00, 0x00, 0x00, 0x00, 0x00,
0x00, 0x00, 0x00, 0x00, 0x00, 0x00, 0x00, 0x00, 0x00, 0x00, 0x00, 0x00,
0x00, 0x00, 0x00, 0x00, 0x00, 0x00, 0x00, 0x00, 0x00, 0x00, 0x00, 0x00,
0x00, 0x00, 0x00, 0x00, }; // Imagen que se muestra cuando NO hay
latido

static const uint8_t hb2_bmp[] = {
0x00, 0x00, 0x00, 0x00, 0x00, 0x00, 0x00, 0x00, 0x00, 0x00, 0x00, 0x00,
0x00, 0x00, 0x00, 0x00, 0x00, 0x00, 0x00, 0xF8, 0x87, 0x0F, 0x00, 0x00,
0x00, 0x00, 0x00, 0xFE, 0x8F, 0x1F, 0x00, 0x00, 0x00, 0x00, 0x00, 0xFF,
0x3F, 0x7F, 0x00, 0x00, 0x00, 0x00, 0x80, 0xFF, 0x3F, 0x7F, 0x00, 0x00,
0x00, 0x00, 0xC0, 0xFF, 0x7F, 0xFF, 0x00, 0x00, 0x00, 0x00, 0xC0, 0xFF,
0xE3, 0xFF, 0x01, 0x00, 0x00, 0x00, 0xE0, 0xFF, 0xC3, 0xFF, 0x01, 0x00,
0x00, 0x00, 0xE0, 0xFF, 0x99, 0xFF, 0x01, 0x00, 0x00, 0x00, 0xE0, 0xFF,
0x99, 0xFF, 0x03, 0x00, 0x00, 0x00, 0xE0, 0xFF, 0x3C, 0xFF, 0x03, 0x00,
0x00, 0x18, 0xE0, 0xFF, 0x3C, 0xFF, 0x03, 0x00, 0x00, 0x1C, 0xF0, 0xFF,
0x3C, 0xFF, 0x03, 0x00, 0x00, 0x3C, 0xE0, 0x7F, 0x6E, 0xFE, 0x03, 0x00,
0x00, 0x3E, 0xE0, 0x7F, 0x66, 0xFE, 0x01, 0x00, 0x00, 0x66, 0x60, 0x00,
0xE6, 0x00, 0x01, 0x00, 0x20, 0x67, 0x04, 0x11, 0xC7, 0x20, 0x01, 0x01,
0xF8, 0xE3, 0x07, 0xFF, 0xC3, 0x7F, 0xE0, 0x03, 0xF0, 0xC1, 0x8F, 0xFF,
0x83, 0x7F, 0xF0, 0x03, 0x00, 0x00, 0x8C, 0x01, 0x18, 0xE0, 0x30, 0x00,
0x00, 0x00, 0xDC, 0x11, 0xBC, 0xC2, 0x38, 0x00, 0x00, 0x00, 0xD8, 0xFC,
0xFF, 0xCF, 0x18, 0x00, 0x00, 0x00, 0xD8, 0xFC, 0xFF, 0xCF, 0x19, 0x00,
0x00, 0x00, 0xF8, 0xF8, 0xFF, 0x8F, 0x0D, 0x00, 0x00, 0x00, 0x78, 0xF0,
0xFF, 0x87, 0x0F, 0x00, 0x00, 0x00, 0x70, 0xE0, 0xFF, 0x83, 0x07, 0x00,
0x00, 0x00, 0x70, 0xC0, 0xFF, 0x01, 0x07, 0x00, 0x00, 0x00, 0x30, 0x00,
0x7F, 0x00, 0x03, 0x00, 0x00, 0x00, 0x20, 0x00, 0x3C, 0x00, 0x02, 0x00,
0x00, 0x00, 0x00, 0x00, 0x08, 0x00, 0x00, 0x00, 0x00, 0x00, 0x00, 0x00,
0x00, 0x00, 0x00, 0x00, }; //imagen que se muestra cuando hay latido

#define REPORTING_PERIOD_MS      1000    // Periodo de medida
#define THINGS_PERIOD_MS        60000    // La versión gratuita de ThingSpeak
no admite actualizaciones en menos de 15 seg

PulseOximeter pox; // Creamos un objeto de la clase PulseOximeter

//Credenciales WiFi
char ssid[] = SECRET_SSID; // your network SSID (name) ***Los códigos
están en secrets.h
char pass[] = SECRET_PASS; // your network password

// Creamos un objeto de la clase WifiClient, objeto que utilizara la
clase ThingSpeak
// para crear la petición HTTP y enviar la info a la nube de ThingSpeak.
WiFiClient client;

// Definimos e inicializamos variables

```

```

uint8_t Heart_rate = 0;
uint8_t Spo2 = 0;
int medianSpo2;
int medianHR;
uint32_t tsLastReport = 0;
uint32_t tsLastThings = 0;
int httpCode1 = 200; //Código de error de la escritura en ThingSpeak
(sin error)

unsigned long myChannelNumber = SECRET_CH_ID; // Canal de ThingSpeak
const char * myWriteAPIKey = SECRET_WRITE_APIKEY; // Write Key de
ThingSpeak

MedianFilter<int> medianFilter(5); // Tamaño de la ventana del filtro de
mediana

// Función que recibe como argumento una variable tipo True/False que
hace referencia a si hay latido o no
void printHRandSPO2(bool beat){
    M5.Lcd.fillScreen(BLACK); // Color fondo de pantalla
    M5.Lcd.setTextColor(WHITE); // Color texto
    M5.Lcd.setTextSize(4); // Tamaño del texto
    if (beat) { // si hay latido se proyecta una imagen y en caso contrario
otra
        M5.Lcd.drawXBitmap(0, 5, hb2_bmp, 64, 32, TFT_RED);
    } else {
        M5.Lcd.drawXBitmap(0, 5, hb1_bmp, 64, 32, TFT_WHITE);
    }
    M5.Lcd.setCursor(0,70);
    M5.Lcd.print("HR:  ");
    // M5.Lcd.println(Heart_rate); // Mostramos por pantalla el valor de la
frecuencia cardiaca
    // M5.Lcd.print("Md HR:  ");
    M5.Lcd.println(medianHR);

    M5.Lcd.print("SPO2:  ");
    // M5.Lcd.println(Spo2); // Mostramos por pantalla el valor de la SpO2
    // M5.Lcd.print("Md Spo2: ");
    // M5.Lcd.println(medianSpo2); // Mostrar valor en rojo

    if(medianSpo2<90){ // Si la SpO2 es menor
        M5.Lcd.setTextColor(RED); // Color texto
        M5.Lcd.println(medianSpo2); // Mostrar valor en rojo
    } else{
        M5.Lcd.setTextColor(WHITE); // Color texto
        M5.Lcd.println(medianSpo2);
    }
}
}

```

```

// Función que detecta latido
void onBeatDetected(){
  printHRandSP02(true);
}

void setup(){
  Serial.begin(115200); // to PC via USB
  M5.begin(); // inicializamos M5Core2
  M5.Spk.begin(); // inicializamos sonidos M5Core2
  ThingSpeak.begin(client); // inicializamos ThingSpeak

  M5.Lcd.clear(BLACK); // Color fondo de pantalla
  M5.Lcd.setTextSize(2); // Tamaño del texto

  // Conectamos a la red wifi
  WiFi.begin(ssid,pass); // Inicializamos wifi

  M5.Lcd.println(); // Salto de línea
  M5.Lcd.print("Conectando a ");
  M5.Lcd.print(ssid); // Mostramos nombre de la red Wifi a la que se esta
  intentando conectar

  while (WiFi.status() != WL_CONNECTED){ // Mientras no consiga
  conectarse
    delay(500); // Espera medio segundo
    M5.Lcd.print("."); // Imprimimos puntos suspensivos
  }

  M5.Lcd.println();
  M5.Lcd.println("Conectado a WiFi");
  M5.Lcd.print("Dirección IP: ");
  M5.Lcd.println(WiFi.localIP()); // Mostramos la dirección IP a la que
  nos hemos conectado
  delay(1000);

  M5.Lcd.clear(BLACK); // fondo pantalla negro
  M5.Lcd.setTextSize(3); // tamaño texto

  // Inicializamos sensor
  if (!pox.begin()) { // Inicializamos el sensor. Si no hay conexión:
    M5.Lcd.println("Sensor no conectado");
    for(;;);
  } else {
    M5.Lcd.println("Sensor conectado");
  }
}

// Configuración del LED (en el loop() se inicializa a los valores por
defecto)
pox.setIRLedCurrent(MAX30100_LED_CURR_7_6MA);

```

```

    // Register a callback for the beat detection
    pox.setOnBeatDetectedCallback(onBeatDetected);
}

void loop(){
    M5.update(); // actualizar el botón de estado
    pox.update(); // actualizar sensor

    if (millis() - tsLastReport > REPORTING_PERIOD_MS) {
        Heart_rate = (int)pox.getHeartRate(); // obtenemos valor de
frecuencia cardiaca
        Spo2 = pox.getSpO2(); // obtenemos valor de SpO2
        medianSpo2 = medianFilter.AddValue(Spo2); // Filtramos la señal SpO2
        medianHR = medianFilter.AddValue(Heart_rate); // Filtramos la señal
Heart_rate
        printHRandSP02(false); // Llamamos a la función printHRandSP02
        tsLastReport = millis();
    }

    if (millis() - tsLastThings > THINGS_PERIOD_MS) {

        ThingSpeak.setField(1, medianSpo2); // Guardamos datos en el campo 1
de nuestro canal de ThingSpeak
        ThingSpeak.setField(2, medianHR); // Guardamos datos en el campo 2 de
nuestro canal de ThingSpeak

        // mensaje del estado del paciente en relación a la SpO2 reflejado en
ThingSpeak
        if(medianSpo2 > 95){ // si los niveles de SpO2 son mayores de 95
            myStatus = String("SpO2 en niveles correctos");
        }
        else if(medianSpo2 < 90){ // si los niveles de SpO2 son menores de 90
            myStatus = String("ALERTA: SpO2 en niveles muy bajos");
        }
        else { // si los niveles de SpO2 están entre 90 y 95
            myStatus = String("Cuidado: SpO2 en niveles bajos");
        }

        // Subimos el estado a ThingSpeak
        ThingSpeak.setStatus(myStatus);

        httpCode1 = ThingSpeak.writeFields(myChannelNumber, myWriteAPIKey);
// Subimos a la plataforma ThingSpeak los datos recogidos en los campos
correspondientes

        if (medianSpo2 < 90) {
            M5.Axp.SetLDOEnable(3, true); // Vibración 3 segundos
            M5.Spk.DingDong(); // Sonido

```

```

    delay(1000);
    M5.Axp.SetLDOEnable(3, false); // Parar vibración
    delay(1000);
  }

  if (httpCode1 == 200) {
    Serial.println("Escritura correcta");
  }
  else {
    Serial.println("Problem writing to channel. HTTP error code " +
String(httpCode1) );
  }

  tsLastThings = millis();
  pox.begin(); // Reinicio el MAX con los valores por defecto
}
}

```

8.1. Glosario de abreviaturas y acrónimos

SpO₂: saturación periférica de oxígeno.

SaO₂: saturación arterial de oxígeno.

EPOC: Enfermedad Pulmonar Obstructiva Crónica

HbO₂: hemoglobina oxigenada.

Hb: hemoglobina.

HHb: hemoglobina reducida.

CO: monóxido de carbono.

IR: infrarroja.

CA: componente arterial pulsátil.

CE: componente estático.

FDA: *Food and Drug Administration*.

PaO₂: Presión parcial de oxígeno

COHb: Carboxihemoglobina

LED: diodo emisor de luz (*Light Emissor Diode*).

LCD: pantalla de cristal líquido (*Liquid Crystal Display*).

IoT: Internet de las cosas (*Internet Of Things*)

8.2. Presupuesto económico del proyecto

Para desarrollar este trabajo ha sido necesaria la adquisición de una serie de materiales, tales como, el M5Core2, el sensor MAX30100, el cable grove. El coste de los materiales fue de alrededor de los 60€.

No obstante, el precio de estos materiales varía en función de la página web o tienda donde les adquieras, aunque, su precio varía entorno a unos intervalos que detallaremos a continuación:

Material	Coste	Página web/Tienda
M5Core2	46.90\$	M5Stack
Sensor MAX30100	9.95\$	M5Stack
	8-10€	Amazon
	1-2€	AliExpress
Cable Grove	3.95\$	M5Stack
	5-15€	Amazon
	1-5€	AliExpress

También se ha usado el software de desarrollo Arduino IDE y la plataforma de nube ThingSpeak. En ambos casos su uso fue gratuito, ya que Arduino IDE, es un software completamente gratuito y, como se mencionó anteriormente, es de código abierto, lo que permite a la comunidad acceder al código fuente para analizarlo, modificarlo y mejorarlo si es pertinente. Por otro lado, ThingSpeak dispone de una versión gratuita, que fue la empleada en este trabajo, ya que proporcionaba todo lo necesario para ello.