

DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN PULSIOXÍMETRO

David López Serrano

Tutor: Clara Pérez Fuster

Cotutor: Fulgencio Montilla Meoro

Trabajo Fin de Grado presentado en la Escuela Técnica Superior de Ingenieros de Telecomunicación de la Universitat Politècnica de València, para la obtención del Título de Graduado en Ingeniería de Tecnologías y Servicios de Telecomunicación

Curso 2016-17

Valencia, 1 de septiembre de 2017

Resumen

Actualmente, son muchas las personas que sufren algún tipo de enfermedad respiratoria o cardiovascular, y que deben someterse continuamente a análisis médicos para prevenir riesgos de salud, por ello existe la necesidad de desarrollar dispositivos que nos ayuden a identificar fácilmente la frecuencia cardíaca o el porcentaje de saturación de oxígeno en sangre.

En el presente trabajo se ha trabajado para desarrollar tanto la parte software como el diseño hardware de un dispositivo médico encargado de calcular y estudiar las incógnitas citadas anteriormente, del sujeto sometido a estudio, utilizando para ello el sensor comercial de Nellcor, DS100A Oximax. Además, se ha diseñado una sencilla interfaz Android, para que cualquier tipo de paciente pueda ser capaz de registrar sus mediciones creando una base de datos local en su dispositivo, con todos los registros realizados hasta la fecha, consiguiendo así una monitorización entre el médico y el paciente completa, evitando provocar riesgos de salud innecesarios.

Finalmente, se expone una conclusión del trabajo y se proponen mejoras que permitan dotar al equipo desarrollado de comunicaciones inalámbricas para satisfacer al usuario, incluyendo más opciones de monitorización y sensorización.

Resum

Actualment, són moltes les persones que pateixen algun tipus de malaltia respiratòria o cardiovascular, i que s'han de sotmetre contínuament a anàlisis mèdiques per prevenir riscos de salut, per això hi ha la necessitat de desenvolupar dispositius que ens ajuden a identificar fàcilment la freqüència cardíaca o el percentatge de saturació d'oxigen en sang.

En el present treball s'ha treballat per desenvolupar tant la part software com el disseny hardware d'un dispositiu mèdic encarregat de calcular i estudiar les incògnites esmentades anteriorment, del subjecte sotmès a estudi, utilitzant per a això el sensor comercial de Nellcor, DS100A Oximax. A més, s'ha dissenyat una senzilla interfície Android, per a que qualsevol tipus de pacient pugui ser capaç de registrar les seues mesures creant una base de dades local al dispositiu, amb tots els registres realitzats fins a la data, aconseguint així un monitoratge entre el metge i el pacient completa, evitant provocar riscos de salut innecessaris.

Finalment, s'exposa una conclusió del treball i es proposen millores que permeten dotar l'equip desenvolupat de comunicacions inalàmbriques per satisfer l'usuari, incloent més opcions de monitoratge i sensorització.

Abstract

Nowadays, there are too people that they suffer some respiratory or cardiovascular diseases, for this reason they have to do medical analysis to prevent health risks. So we need develop capable devices to find easily the levels of percentage of oxygen saturation in blood and heart rate.

In this text, I have worked to develop both the software part and the hardware design of a medical device capable of calculate the levels of the person under study, explained previously. For this reason I have used the commercial sensor of Nellcor, DS100A Oximax. Also, I have designed a simple Android interface for all type of patient, they can save their all data in a local database of their devices. So we got a complete monitoring between doctor and patient, avoiding unnecessary health risks.

Finally, a conclusión of the work is presented and I propose any improvements to include wireless communications to satisfy the experience of users, including more monitoring and sensing options.

Índice

Capítulo 1. OBJETIVO.....	3
Capítulo 2. MARCO TEÓRICO.....	4
2.1 Introducción.....	4
2.2 Historia y antecedentes.....	5
Capítulo 3. CONCEPTOS BÁSICOS.....	6
3.1 Oxígeno.....	6
3.2 La sangre.....	6
3.3 Hemoglobina.....	6
3.4 Pulso cardíaco.....	6
3.5 Oxigenación tisular.....	7
3.6 Intercambio de oxígeno y dióxido de carbono.....	8
3.7 Transporte de oxígeno y dióxido de carbono en sangre.....	10
3.8 Limitaciones.....	10
Capítulo 4. FUNDAMENTOS FÍSICOS.....	11
4.1 Ley de Beer-Lambert.....	11
4.2 Medida pulsátil.....	13
4.3 Cálculo de la saturación de oxígeno.....	14
4.3.1 Métodos para el cálculo del ratio R.....	16
Capítulo 5. DISEÑO DEL SUBSISTEMA ELETRÓNICO.....	18
5.1 Microcontrolador.....	19
5.2 Sensor Óptico.....	20
5.3 Pantalla LCD.....	22
5.4 Amplificador de transimpedancia.....	23
5.5 Multiplexado de la señal.....	23
5.6 Filtrado paso bajo de la señal.....	26
5.7 Corrección de voltaje de offset.....	29
5.8 Diseño completo del acondicionamiento de las señales.....	31
5.9 Diseño PCB del circuito implementado.....	33
Capítulo 6. DISEÑO DEL SUBSISTEMA SOFTWARE E INTERFAZ MÓVIL.....	35
6.1 Programación Arduino.....	35
6.1.1 Digitalización de dos señales pulsátiles.....	35
6.1.2 Cálculo frecuencia cardíaca con Arduino.....	37
6.1.3 Cálculo de la saturación de oxígeno en sangre con Arduino.....	38
6.2 Interfaz móvil.....	40

Capítulo 7. RESULTADOS.....	43
7.1 Calibración del prototipo diseñado.....	43
7.2 Resultados válidos del prototipo.	45
7.3 Presupuesto del prototipo futuro.	46
Capítulo 8. CONCLUSIONES.	48
8.1 Líneas futuras.....	49
Capítulo 9. BIBLIOGRAFÍA.....	50
Capítulo 10. ANEXOS.....	51
10.1 Sensor Oximax DS100A.....	51
10.2 Planos del PCB.....	52

Capítulo 1. OBJETIVO.

El objetivo de este trabajo consiste en el desarrollo de un dispositivo médico electrónico basado en la técnica de pulsioximetría, dotado de inteligencia y autonomía. Se utilizará para ello la pinza óptica de la marca Nellcor modelo DS-100; la cual se adapta al dedo del paciente, y lleva incorporadas dos fotocélulas que trabajan a diferente longitud de onda. Las señales generadas por las fotocélulas permiten reconocer, a través de la introducción del dedo en del sensor, tanto el nivel de frecuencia cardíaca como el nivel de saturación de oxígeno en sangre. El trabajo consta de tres fases:

- La primera fase del proyecto consistirá en controlar la alimentación alternativamente de ambas fotocélulas; y adaptar y filtrar las señales generadas por éstas.
- La segunda fase es el diseño del algoritmo, que analizará las medidas realizadas mediante el microcontrolador, en concreto un Arduino UNO, y proporcionará la información de la frecuencia cardíaca y del nivel de saturación de oxígeno en sangre.
- La tercera y última fase consistirá en el diseño de una interfaz gráfica desarrollada en una aplicación Android y una base de datos local para registrar los niveles anteriormente citados y poder mostrarlos a nuestro médico de cabecera, permitiendo al médico acceder al historial del paciente con rapidez y evitar posibles daños que pudieran ser producidos por bajos niveles de oxígeno en sangre.

Capítulo 2. MARCO TEÓRICO.

2.1 Introducción.

Actualmente la ingeniería es cada vez más necesaria en el ámbito de la medicina para poder desarrollar dispositivos más complejos, fiables y completos. Concretamente la electrónica está muy presente en cualquier proceso o dispositivo médico, aunque no prestemos atención en este detalle. Con esto se ha conseguido alcanzar muchos más objetivos, a la vez que se han simplificado operaciones muy costosas, que actualmente se desarrollan a diario con extrema facilidad por cualquier persona especializada. También, se ha facilitado que el propio paciente pueda realizar desde su propia casa el control de diversos parámetros tales como la tensión sanguínea, la glucosa, etc e incluso a la hora de realizar alguna actividad física.

El método no invasivo por el cual se puede determinar el porcentaje de saturación de oxígeno de la hemoglobina en sangre se denomina pulsioximetría, somos capaces de determinar dicho porcentaje gracias a métodos fotoeléctricos.

Se debe colocar dicho dispositivo en zonas del cuerpo relativamente translúcidas y donde se produzca buen flujo sanguíneo, generalmente las zonas más conocidas y utilizadas son los dedos de la mano o del pie, la frente, los lóbulos de las orejas o el puente de la nariz.

El método se basa en la emisión alterna de dos longitudes de onda diferentes (luz roja e infrarroja) que son transmitidas por un emisor hasta un fotodetector a través de una de las zonas citadas anteriormente del paciente. Medimos la absorbancia de cada longitud de onda causada sólo por la sangre arterial, haciendo caso omiso a la sangre venosa, por medio de este procedimiento se consigue obtener el porcentaje de saturación de oxígeno en sangre y la pulsación cardíaca.

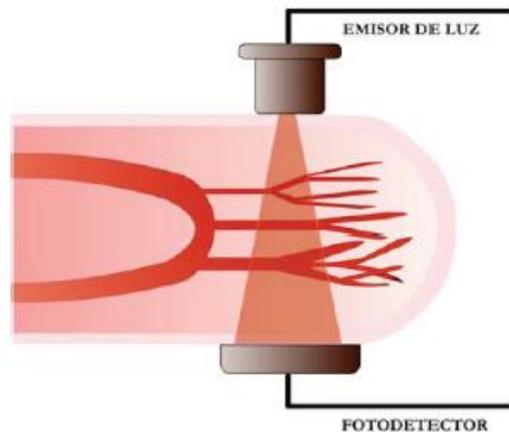


Figura 1. Emisión y recepción de luz a través del dedo.

2.2 Historia y antecedentes.

En el año 1935 Karl Matthes, fue la primera persona que desarrollo un dispositivo de longitud de onda para medir la saturación de oxígeno en sangre, trabajando con luz roja y verde, más tarde cambiaría su técnica pasando a utilizar luz roja e infrarroja.

En el año 1949 Wood introdujo un sistema a presión para exprimir la sangre fuera de la oreja y comprobar la saturación de oxígeno cuando la sangre era otra vez devuelta a su estado normal (sin presión), este método resultó ineficiente porque las fotoceldas y fuentes de luz eran inestables, nunca llegó a usarse en clínicas. Más tarde en 1964 Shaw utilizó 8 longitudes de onda, su uso estaba limitado a funciones pulmonares, tenía un gran tamaño y un gran coste de adquisición.

Finalmente, la pulsioximetría fue desarrollada por Takuo Aoyagi y Michio Kishi en el año 1974, utilizaban la relación de absorción de la longitud de onda infrarroja y la longitud de onda roja. Éste dispositivo fue comercializado por Biox en 1981 y Nellcor en 1983, rivalizaron por el mercado de los quirófanos en esta época.

Éste descubrimiento supuso un gran avance ya que hasta esa fecha el método para medir el oxígeno en sangre consistía en la medida por medio de gases en la sangre de las arterias en un único punto de medición. (la ausencia de oxigenación los daños cerebrales comienzan a partir de los 5 minutos, y produciendo muerte cerebral entre los 10 y los 15 minutos siguientes). Con el descubrimiento de la pulsioximetría fue posible la medida no invasiva y continua de la oxigenación del paciente, mejorando mucho las prácticas de anestesia y la seguridad en el paciente. [1]

En 1987, el estándar de cuidado en los procesos de administración de la anestesia general en Estados Unidos, estaba contemplado la pulsioximetría.

Esta técnica se expandió primero en los quirófanos, posteriormente en las salas de cuidados intensivos, también se expandió en las salas donde se monitorizan y vigilan a los niños neonatos ya que un aumento de suministro de oxígeno a este tipo de pacientes se traduce en efectos secundarios para los bebés.

Finalmente, en el año 2009 fue desarrollado el primer dispositivo para la pulsioximetría que utilizaba la yema del dedo con conectividad bluetooth, permitiendo así monitorizar el pulso y los niveles de saturación en los pacientes. Este dispositivo permite que las personas puedan comprobar su estado a través de registros online y uso de sistemas de telemedicina para el hogar. [2]

Capítulo 3. CONCEPTOS BÁSICOS.

3.1 Oxígeno.

Elemento químico cuya fórmula química en estado puro es O_2 ; a temperatura ambiente es un gas incoloro, inodoro e insípido. Está presente en el aire de la atmósfera en un total de 20.9% de oxígeno. Es de vital importancia ya que forma parte de las moléculas más importantes que constituyen a los seres vivos como son las proteínas, los ácidos nucleicos, los carbohidratos y los lípidos. [3]

3.2 La sangre.

Tejido líquido que recorre nuestro organismo, a través de vasos sanguíneos, transportando células y demás elementos necesarios para realizar las funciones vitales. La cantidad de sangre depende de cada organismo y está directamente relacionado con la edad, peso, sexo y altura. Un adulto tiene entre 4.5 y 6 litros de sangre el 7% de su peso. El color rojo se debe a la presencia de la hemoglobina contenida en los glóbulos rojos.

Los glóbulos rojos se encargan de transportar el oxígeno de los pulmones hacia los tejidos y captar el anhídrido carbónico producido en los tejidos, que posteriormente es eliminado por las vías respiratorias.

Los glóbulos blancos se encargan de defender al organismo contra las infecciones bacterianas y virales.

Las plaquetas son las encargadas de impedir las hemorragias, ayudando a la coagulación de la sangre. [4]

3.3 Hemoglobina.

Pigmento rojo contenido en los hematíes de la sangre de los seres vertebrados, tiene la función de captar el oxígeno proveniente de los alvéolos pulmonares y comunicarlo a los tejidos. También tiene la función de tomar el dióxido de carbono de éstos y transportarlo de nuevo a los pulmones para que sea eliminado. [5]

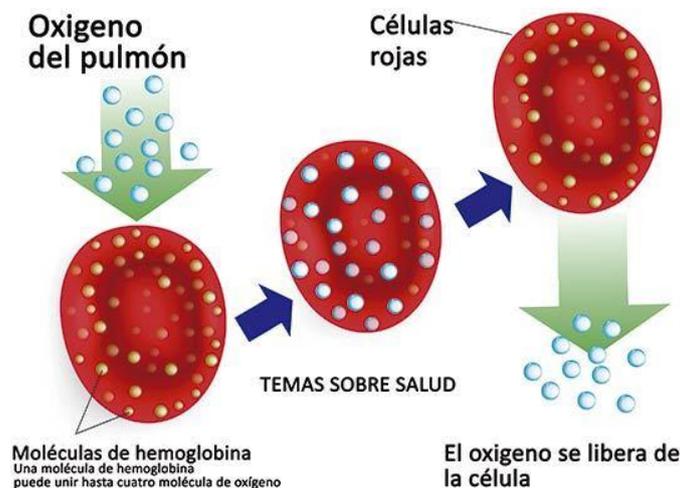


Figura 2. Transporte de oxígeno en células.

3.4 Pulso cardíaco.

Se define como el número de contracciones del corazón por unidad de tiempo. Se obtiene por lo general en partes del cuerpo donde las arterias se encuentran más próximas a la piel, los sitios más usados frecuentemente son las muñecas, el cuello e incluso la sien.

En las siguientes tablas (*Tabla 1, Tabla 2*) se muestra las frecuencias cardíacas tanto para hombres como para mujeres. [6]

Edad	Mala	Normal	Buena	Muy buena
20-29	86>	70-84	62-68	60<
30-39	86>	72-84	64-70	62<
40-49	90>	74-88	66-72	64<
50-59	90>	74-88	68-74	66<
60>	94>	76-90	70-76	68<

Tabla 1. Frecuencia cardíaca en reposo para hombres.

Edad	Mala	Normal	Buena	Muy buena
20-29	96>	78-94	72-76	70<
30-39	98>	80-96	72-78	70<
40-49	100>	80-98	74-78	72<
50-59	104>	84-102	76-82	74<
60>	108>	88-106	78-88	78<

Tabla 2. Frecuencia cardíaca en reposo para mujeres.

3.5 Oxigenación tisular.

El sistema cardiovascular es el encargado de gestionar los nutrientes y el oxígeno que necesitan los tejidos para el correcto mantenimiento de la función celular normal. La sangre oxigenada en los pulmones es transportada por los capilares de las arterias que rodean a las células de distintos tejidos, y de esta forma son oxigenadas. En la siguiente figura podemos observar el proceso que se lleva a cabo en nuestro organismo mediante la oxigenación tisular. [5]

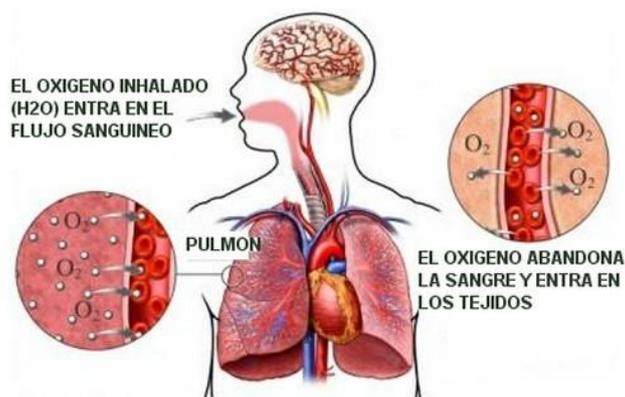


Figura 3. Oxigenación tisular.

3.6 Intercambio de oxígeno y dióxido de carbono.

La principal función del sistema respiratorio es el intercambio de oxígeno y dióxido de carbono. Este proceso tiene lugar en millones de alvéolos de los pulmones y los capilares que los envuelven. El oxígeno tomado en la acción de inspiración, pasa de los alvéolos a la sangre del interior de los capilares; el dióxido de carbono realiza el proceso inverso, pasa de la sangre de los capilares al aire de los alvéolos. [7]

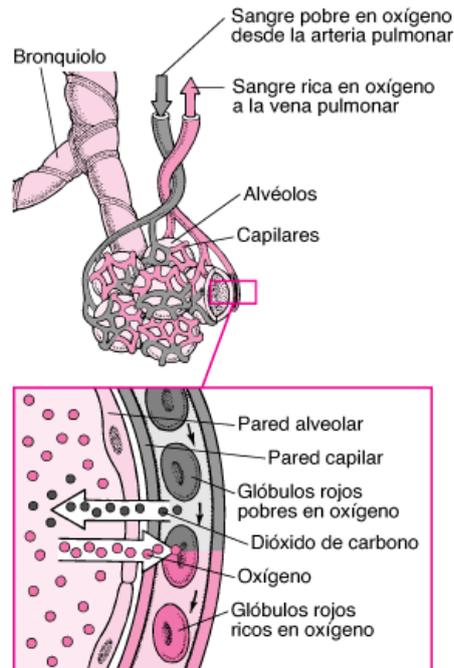


Figura 4. Intercambio de oxígeno y dióxido de carbono.

La curva de disociación de oxígeno representa el nivel de saturación de oxígeno en sangre como una función de la presión parcial de oxígeno (PO_2). La parte superior plana se produce cuando la sangre oxigenada sale de los pulmones, significa que a partir de cambios relativamente altos en PO_2 en la respiración externa el nivel de saturación será alto, un valor normal de sangre oxigenada en las arterias es de 100 mmHg. En cambio, la parte inferior se produce cuando la sangre reducida vuelve desde los tejidos, el PO_2 de la sangre sin oxígeno es de aproximadamente 40 mmHg, En situaciones de práctica de ejercicio físico podemos llegar a tener una presión parcial cerca de 20 mmHg.

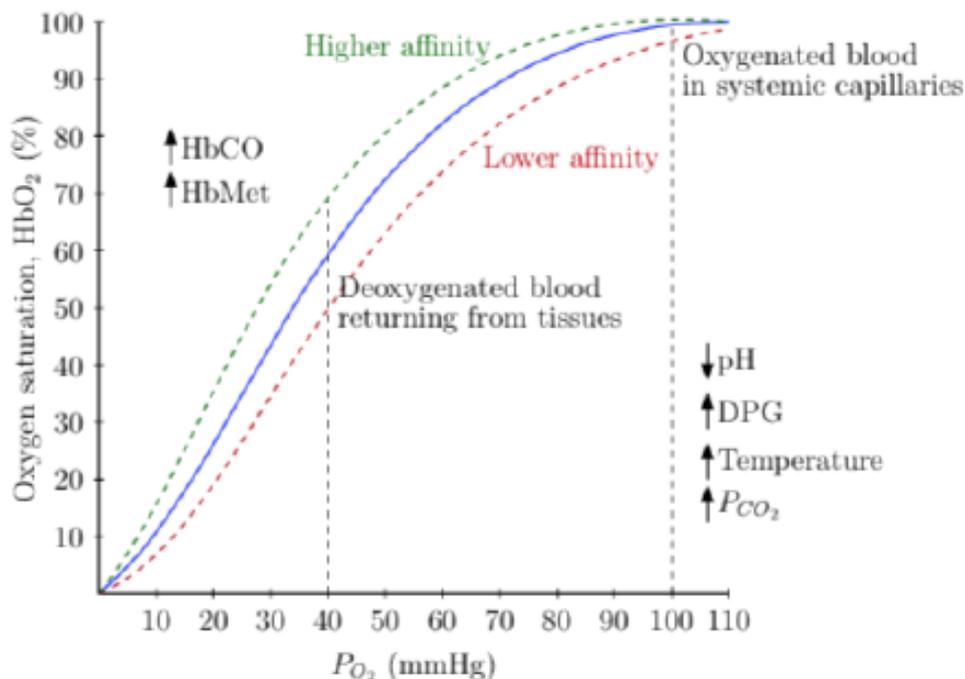


Figura 5. Curva de disociación de oxígeno.

La curva de color rojo hace referencia al aumento de la cantidad de iones de hidrógeno que altera directamente a la estructura de la molécula de hemoglobina disminuyendo su capacidad para el transporte de oxígeno. La curva de color verde identifica el aumento de concentraciones de hemoglobina, desplazando la curva hacia la izquierda.

Podemos hacer una estimación con los valores representados en la curva:

Saturación de oxígeno en sangre (%)	Presión arterial de oxígeno (mmHg)
100	288
98.4	100
95	80
90	59
80	48
73	40
60	30
50	26
40	23
35	21
30	18

Tabla 3. Valores representados en la curva de disociación.

El punto crítico es cuando la saturación es inferior al 90 o 92%, en este caso es cuando se puede diagnosticar patología pulmonar crónica; este tipo de personas deben recibir tratamiento de inmediato y monitorización de la respuesta del mismo. Una persona con niveles de saturación por debajo del 90% se encuentra en una situación grave como puede ser, por ejemplo, hipoxia severa. Pacientes con niveles inferiores al 80% son sometidos a intubación y respiración artificial.

3.7 Transporte de oxígeno y dióxido de carbono en sangre

Tanto el O_2 y el CO_2 son transportados en la sangre de diferentes maneras. El oxígeno se transporta tanto en estado disuelto como en combinación química con la hemoglobina en los glóbulos rojos de la sangre, alrededor del 98.5% de oxígeno se une a la molécula de hemoglobina el porcentaje restante termina disolviéndose en el plasma sanguíneo. [7]

La estructura cuaternaria de la hemoglobina está compuesta por globina, una proteína compuesta de dos alfas y dos cadenas polipeptídicas beta y cuatro pigmentos no proteicos llamados hemos. El cambio en la estructura cuaternaria con el nivel de oxigenación producirá una alteración en el espectro de absorción óptica.

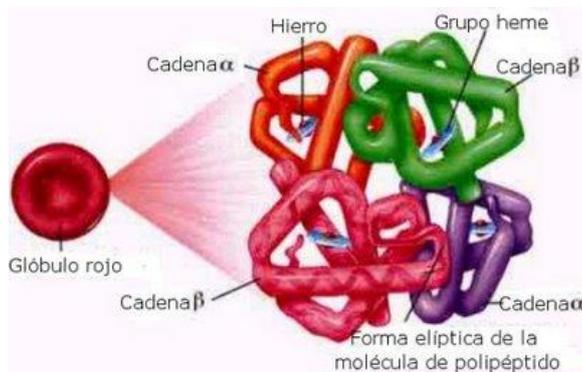


Figura 6. Cadenas alfa y cadenas beta.

La oxihemoglobina (HbO_2) es la combinación en una reacción química entre el oxígeno y la hemoglobina. Otros compuestos como el monóxido de carbono, cianuro, monóxido de azufre, sulfuro y dióxido de nitrógeno también pueden unirse a la hemoglobina.

El CO_2 es transportado en la sangre de tres maneras diferentes, aproximadamente un 7% se disuelve en el plasma sanguíneo, otro 23% se combina con globina formando compuestos carbaminos y el 70% restante como iones de bicarbonato dentro de las células rojas de la sangre.

3.8 Limitaciones.

La pulsioximetría presenta limitaciones que debemos tener en cuenta, la principal es una señal pulsátil inadecuada, a causa de la hipotensión, disminución de la presión de pulso, que puede ocurrir en situaciones de shock y frío, puede llegar a parar el flujo a través de los capilares situados en los dedos sin que se elimine las pulsaciones de las arterias, situación en la cual no se puede medir la saturación de la oxihemoglobina y no se puede identificar la señal pulsátil.

Otra de las limitaciones consiste en que algunos dispositivos miden la carboxihemoglobina como oxihemoglobina y muestran cifras de alta saturación que son falsas, este fenómeno suele ocurrir en pacientes fumadores porque estos tienen de 10-20% de carboxihemoglobina.

Otro aspecto a tener en cuenta es el uso del esmalte de uñas (verde y púrpura) ya que provoca una reducción de luz total y pueden causar disminución de la señal. [8]

Capítulo 4. FUNDAMENTOS FÍSICOS.

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

El método se basa en la emisión alterna de dos longitudes de onda diferentes (roja e infrarroja) que son transmitidas por un emisor hasta un fotodetector a través de la sangre oxigenada y reducida, uñas, piel y hueso, como se muestra en la *figura 7*. [6]

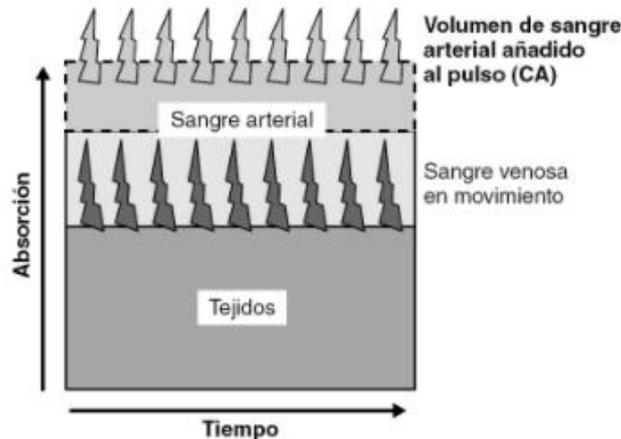


Figura 7. Absorción en las distintas capas.

4.1 Ley de Beer-Lambert.

La oximetría de pulso es la técnica utilizada para calcular el nivel de saturación de oxígeno en sangre utilizando la absorción de la luz.

Cuando se introduce el dedo entre el emisor y el fotorreceptor, la luz emitida debe atravesar los distintos tejidos, es entonces cuando un porcentaje de luz será absorbida por el dedo y el resto por el fotorreceptor. La cantidad de luz que el dedo absorbe depende principalmente de tres parámetros:

1. La concentración de sangre que absorbe la luz; a mayor concentración mayor absorbancia.
2. La longitud del camino que recorre la luz al atravesar la sangre que la absorbe.
3. La composición del absorbente, la hemoglobina reducida y la oxihemoglobina absorben la luz en distinta forma.

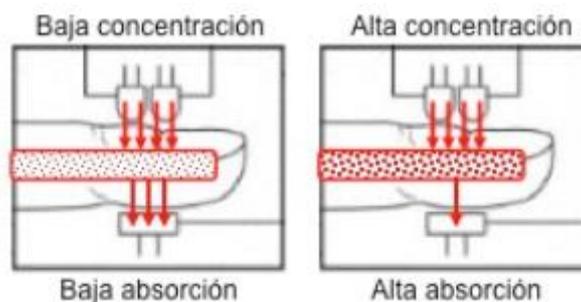


Figura 8. Absorción en función de la concentración.

En la imagen de la izquierda los vasos sanguíneos del dedo tienen menos concentración de hemoglobina que la imagen de la derecha, ambas arterias disponen del mismo diámetro. Cada molécula de hemoglobina absorbe una parte de la luz, esto puede traducirse a mayor concentración de hemoglobina mayor absorción de luz. Existe una ley física que explica esta propiedad, la Ley de Beer. [9]

Esta ley nos quiere decir que la cantidad de luz que es absorbida está directamente relacionada con la concentración de sustancia que absorbe la luz.

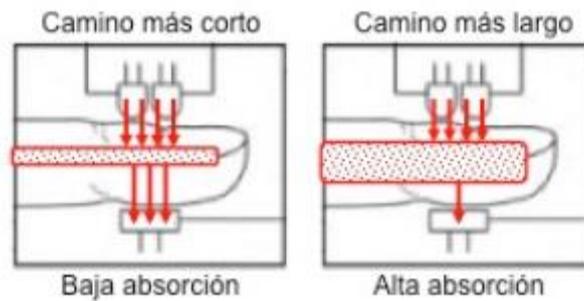


Figura 9. Absorción en función de los diámetros de los vasos sanguíneos.

Esta vez tenemos la misma concentración de moléculas de hemoglobina, pero distintos diámetros en los vasos sanguíneos. La luz realiza un camino más corto a la hora de atravesar la arteria más fina, por tanto, encontrará más hemoglobina en el vaso más ancho porque viaja un recorrido más largo. Esto nos lleva al punto número dos enumerado anteriormente, cuanto más largo sea el camino, más cantidad de luz es absorbida. Existe una ley que explica este fenómeno, Ley de Lambert. [9]

La hemoglobina oxigenada y la hemoglobina reducida absorben la luz a distintas longitudes de onda y tienen distintas características de absorción según la longitud de onda.

El sensor con el que vamos a trabajar es el DS100A de la marca Nellcor, el cual cuenta con un led infrarrojo (940nm) y un led rojo (660nm)

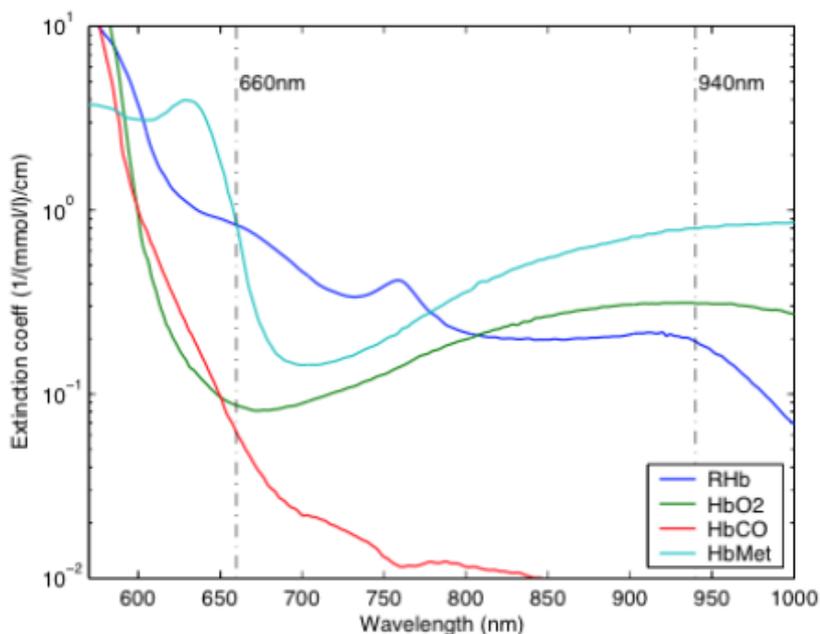


Figura 10. Absorción a distintas longitudes de onda.

En la *figura 10* se puede observar la comparativa entre la absorción de ambas clases de hemoglobina según la longitud de onda. Se puede comprobar que la hemoglobina reducida (línea azul oscuro) absorbe más cantidad de luz roja que de luz infrarroja, la oxihemoglobina (línea verde) se comporta de manera inversa. [7]

El sensor mide la cantidad de luz infrarroja y roja que atraviesa los tejidos para determinar cuanta cantidad de luz se ha absorbido por la hemoglobina oxigenada y por la hemoglobina reducida. Calculando la proporción entre la cantidad absorbida de luz roja y luz infrarroja se puede determinar la saturación de oxígeno en sangre.

4.2 Medida pulsátil.

A la hora de estimar la saturación arterial de la hemoglobina en tejidos vivos, hay dos tipos de problemas que impiden llevar a cabo este cálculo.

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

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

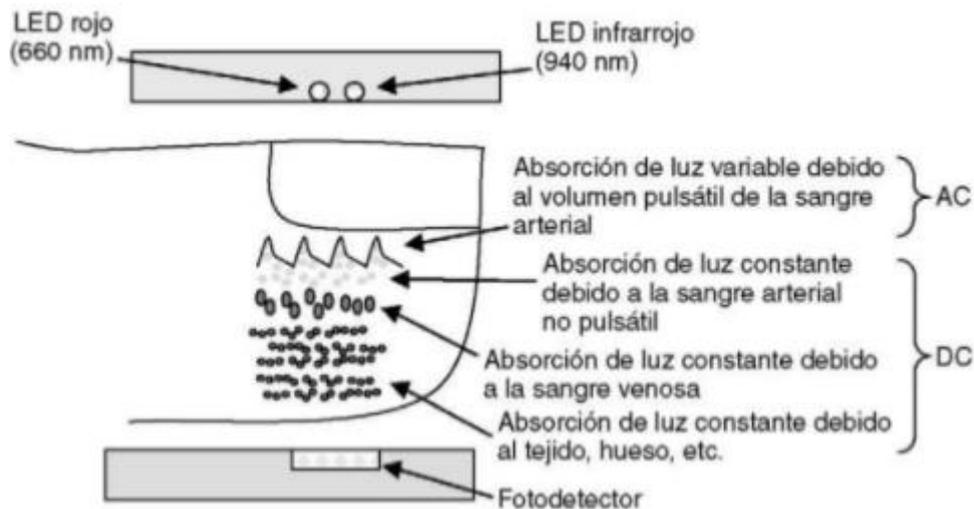


Figura 11. Componentes pulsátiles (AC) y no pulsátil (DC).

La señal pulsátil señal alterna cuya amplitud máxima constituye una pequeña parte del total, supone entre el 1% o el 2% de la señal total. Es sólo esta componente la que transporta la información que interesa analizar a través del dispositivo médico.

4.3 Cálculo de la saturación de oxígeno.

Se sabe que la componente pulsátil de la luz recibida en cada longitud de onda está directamente relacionada con la sangre arterial, y que se pueden descartar los diferentes efectos de la sangre venosa, piel, huesos, etc.

Primero se debe calcular para cada longitud de onda la diferencia entre la luz emitida y la recibida, de este modo se determinará la sangre pulsátil que ha sido absorbida [10], con ello se evaluará el ratio de oxihemoglobina y hemoglobina reducida.

$$R' = \frac{\log(Iac)\lambda_1}{\log(Iac)\lambda_2} \quad (4.1)$$

A partir de esta ecuación y utilizando métodos empíricos, se puede hacer una aproximación de la saturación de oxígeno mediante la siguiente fórmula:

$$SaO_2 = \frac{HbO_2}{HbO_2 + Hb} \cdot 100 \quad (4.2)$$

El resultado de la combinación de las dos leyes descritas anteriormente es la ley de Lambert-Beer, la cual explica la relación entre la intensidad de luz entrante y la intensidad saliente después de que en el medio se haya producido una absorción.

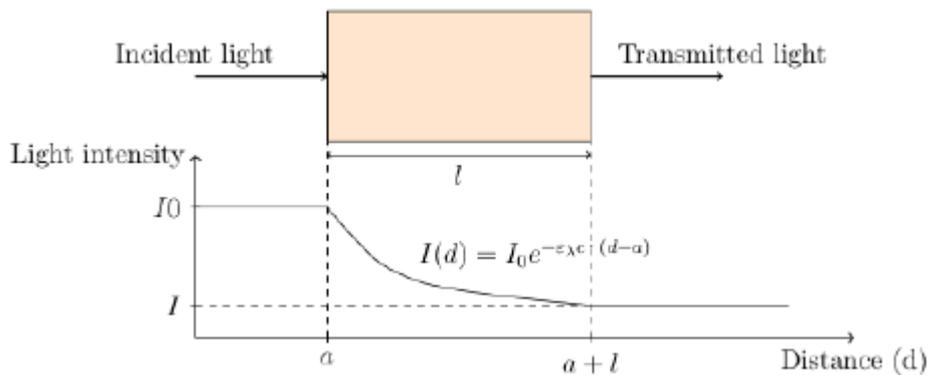


Figura 12. Ley de Lambert-Beer.

La expresión matemática se puede expresar como:

$$I = I_0 \cdot e^{-c \cdot l \cdot \epsilon} \quad (4.3)$$

Siendo:

- I_0 : intensidad de luz emitida en vacío.
- I : intensidad de luz transmitida.
- ϵ : coeficiente de extinción a la longitud de onda determinada.
- c : la concentración del absorbente.
- l : la longitud óptica recorrida.

En el caso de que existan a la vez varios medios absorbentes, la intensidad de luz total transmitida se determina con la superposición lineal de las intensidades de cada medio absorbente: [7]

$$I = I_0 \cdot e^{\sum -c \cdot l \cdot \varepsilon} = I_0 \cdot e^{-A} \quad (4.4)$$

La absorbancia A a una longitud de onda determinada se define como menos el logaritmo neperiano de la transmitancia T , despejando de la ecuación anterior se tiene:

$$A = -\ln(T) = -\ln\left(\frac{I}{I_0}\right) = \sum_a -c_a \cdot l_a \cdot \varepsilon_a \quad (4.5)$$

Donde a es los distintos componentes del tejido que debe atravesar la radiación del led.

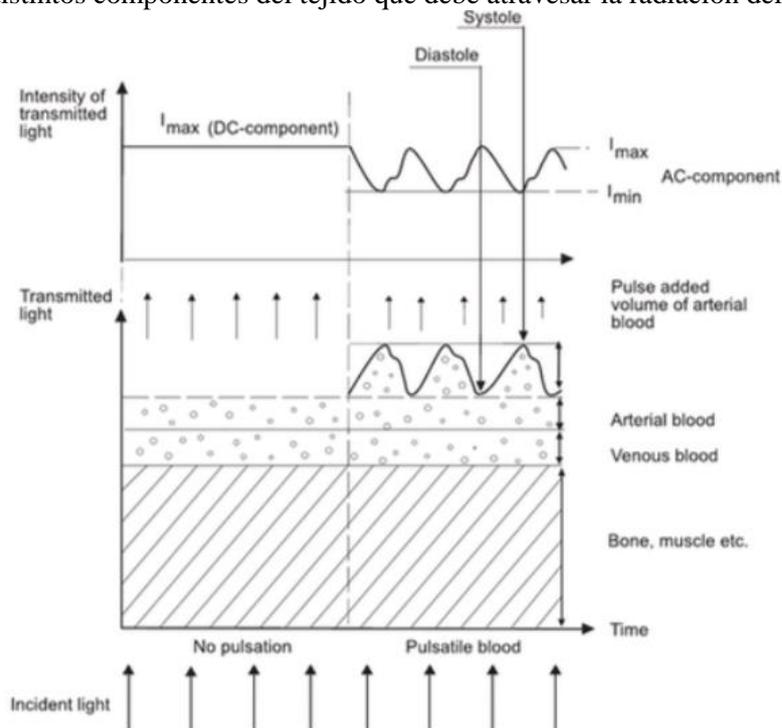


Figura 13. Transmisión de luz durante la medición pletoisométrica.

En la figura anterior se puede observar como la componente continua se puede identificar cómo la transmisión cuando no hay pulsación sanguínea. Este nivel, prácticamente no varía cuando se produce la respiración, actividad en el sistema nervioso o cambios en el total de la concentración de hemoglobina. En el desarrollo del pulsioxímetro separaremos la componente alterna de la señal. La amplitud de la señal alterna es alrededor del 1% o del 2% del total de la señal transmitida. Se evaluará a continuación la derivada en el tiempo de la absorbancia total, donde la única variable que depende del tiempo es la longitud recorrida, l_{art} , a través de la sangre arterial:

$$dA = \frac{d(-\ln(\frac{I(t)}{I_0}))}{dt} \cdot \Delta t = \frac{I'(t)}{I(t)} \cdot \Delta t = \frac{AC\lambda}{DC\lambda} = \frac{I_{max} - I_{min}}{I_{max}} \quad (4.6)$$

Durante el proceso de un pulso, la derivada de la absorción puede ser calculada mediante la intensidad de la componente continua ($DC\lambda$), y la intensidad de la componente alterna ($AC\lambda$), las

cuales pueden ser calculadas desde el valor mínimo de transición en la sístole (I_{\min}) y el valor máximo en la diástole (I_{\max}).

Para el cálculo de la saturación de oxígeno es necesario calcular la razón entre las absorciones de las distintas longitudes de onda, para ello se puede utilizar ésta fórmula.

$$SpO_2 = \frac{\epsilon_{RHB_{rojo}} - R \cdot \epsilon_{RHB_{irojo}}}{(\epsilon_{HbO_2_{rojo}} - \epsilon_{RHB_{rojo}}) - R \cdot (\epsilon_{HbO_2_{irojo}} - \epsilon_{RHB_{irojo}})} \quad (4.7)$$

4.3.1 Métodos para el cálculo del ratio R.

Existen dos métodos comúnmente utilizados para realizar el cálculo de la razón entre absorbancias, son el método de picos y valles y el método de absorción delta. [7]

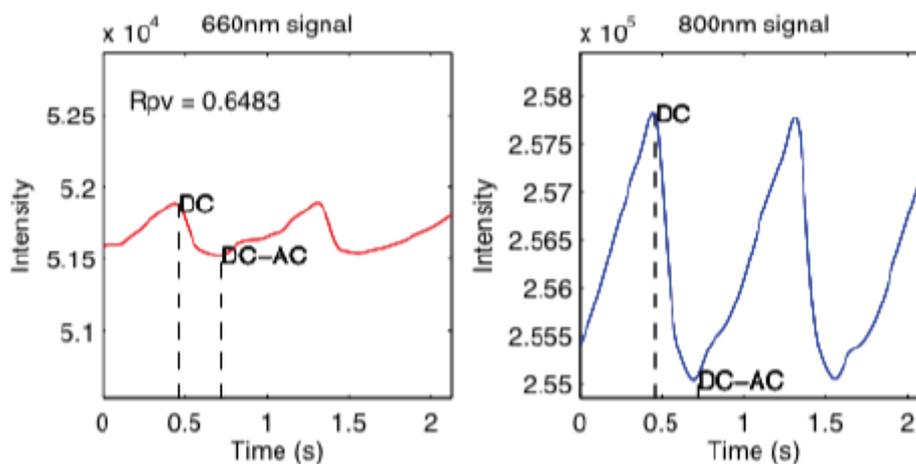


Figura 14. Método de picos y valles.

- 1) El método de picos y valles como su propio nombre indica consiste en reconocer cada uno de los máximos de la señal y calcular R mediante la siguiente ecuación:

$$R = \frac{dAC_{\lambda_1}}{dAC_{\lambda_2}} = \frac{AC_{\lambda_1}/DC_{\lambda_1}}{AC_{\lambda_2}/DC_{\lambda_2}} \quad (4.8)$$

- 2) El método de absorción de delta es el que se va a utilizar en el microcontrolador para obtener el nivel de saturación de oxígeno en sangre ya que resulta más sencillo de implementar. Se obtiene dividiendo la diferencia entre las intensidades de dos medidas obtenidas sucesivamente, entre la media de esas intensidades obtenidas para cada longitud de onda.

Para concluir y obtener la medida deseada, se han de utilizar las curvas de calibración que permiten asociar la relación entre el ratio R y la saturación de oxígeno en sangre. En concreto para realizar el algoritmo del software implementado en el Arduino, se utilizará la curva de calibración teórica de Lambert-Beer. [7]

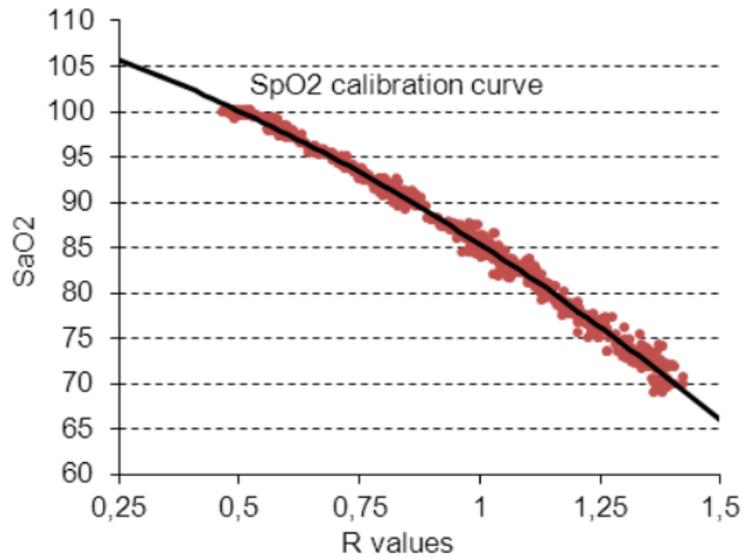


Figura 15. Curva de calibración Lambert-Beer.

Se puede hallar la línea de tendencia de la curva si se observa que cuando el valor de $R=1$, el valor de SaO_2 corresponde con un porcentaje de 85%; del mismo modo, cuando el valor de $R=0.6$ el valor de SaO_2 se corresponde con un 97% aproximadamente. Se tienen dos ecuaciones con dos incógnitas, que permiten resolver y obtener la ecuación que describe la curva de calibración y utilizarla para el cálculo en nuestro dispositivo.

$$SaO_2(\%) = b - a \cdot R \quad (4.10)$$

$$SaO_2(\%) = 115 - 30 \cdot R \quad (4.11)$$

Capítulo 5. DISEÑO DEL SUBSISTEMA ELETRÓNICO.

El objetivo perseguido en este trabajo es la creación de un dispositivo electrónico portable que sea capaz de procesar la señal recibida a través de un sensor óptico y calcular el valor de las incógnitas sometidas a estudio, el periodo cardíaco por minuto y el porcentaje de oxigenación de la sangre, y establezca un diagnóstico inmediato, sin tener que recurrir al médico para ello. Que sea portable exige reducir al máximo posible los elementos hardware para que el dispositivo sea cómodo de transportar. Por otro lado, el software debe ser capaz para realizar el procesado de la señal y determinar los datos de interés.

El dispositivo ha de poder ser utilizado por cualquier tipo de persona, independientemente de sus condiciones físicas o mentales, por eso la sencillez del elemento es un requisito esencial, a la vez que su coste debe ser lo más económico posible, para hacerlo más accesible a cualquier bolsillo y para cualquier tipo de cliente.

Es importante destacar que el dispositivo realizará las mediciones en tiempo real, para que pueda ser usado por pacientes con estado físico grave, pacientes crónicos o con algún tipo de riesgo.

A la hora de implementar el hardware de este dispositivo se ha seguido la estrategia de construir etapa a etapa e ir comprobando el correcto funcionamiento de cada una de ellas. Para la simulación y creación de la placa de circuito impreso se ha utilizado el software de Cadence, Orcad Pspice y PCB Editor respectivamente. Y como placa microcontroladors se ha utilizado Arduino UNO, ya que se permite trabajar con un software completamente libre y abierto con gran versatilidad de uso y manejo.

A continuación, se mostrará y explicará el funcionamiento y la necesidad de cada una de las etapas de desarrollo hardware para el acondicionamiento de la señal, ya que es necesario convertir las variaciones de la luz recibida en el sensor óptico en una tensión eléctrica del orden de voltios y atenuar la posible presencia de interferencias y componentes no deseadas a la entrada del microcontrolador.

Las etapas previas al microcontrolador son tres: polarización de los sensores ópticos, amplificador de transimpedancia y filtrado de la señal en la banda de interés.

5.1 Microcontrolador.

La parte fundamental del proyecto recae sobre este elemento, indispensable en el desarrollo hardware. Se necesita un microcontrolador que sea capaz de:

- establecer el flujo de información,
- alimentar cada uno de los LEDs del sensor,
- controlar los tiempos de retardo y la frecuencia de muestreo las señales de generadas por los sensores.

Se ha decidido utilizar la plataforma Arduino por ser totalmente abierta, de hardware y software libre, además de su sencillez para la programación. Arduino UNO es una placa electrónica basada en el microcontrolador ATmega328, dispone de 14 entradas/salidas digitales, entre las cuales 6 de ellas se pueden utilizar como salidas PWM (Modulación por ancho de pulso), muy importante este detalle para la realización del proyecto. Y además cuenta con 6 entradas analógicas, de las cuales se utilizarán dos para leer los valores de tensión a la salida de cada uno de los circuitos desarrollados en el acondicionamiento, y seguidamente procesar estos valores de tensión y determinar los valores de frecuencia cardiaca y porcentaje de oxígeno en sangre. Este microcontrolador soporta en sus pines de entrada analógicos conversiones analógico-digital (ADC) de 10, lo que significa que se leerán valores entre 0 y 1024, siendo 0V y 5V respectivamente, si introducimos valores fuera de ese rango la placa los traducirá como 0 o 1024. [11]



Figura 16. Microcontrolador Arduino UNO.

5.2 Sensor Óptico.

Para la realización de este proyecto se ha utilizado el sensor de fotoplestismografía de la marca Nellcor, modelo Oximax DS-100A que integra una pinza para la introducción del dedo con dos LEDs emisores (rojo e infrarrojo) y un único fototransistor que será el sensor receptor de la luz emitida.



Figura 17. Sensor Oximax DS-100A.

Para facilitar la conexión del sensor a la placa protoboard, se dispone de un adaptador hembra a tira de pines. El adaptador cuenta con unas resistencias de protección de 1 k Ω en serie con los pines 2,3,5 y 9 del sensor que deben ser tenidas en cuenta en el diseño.

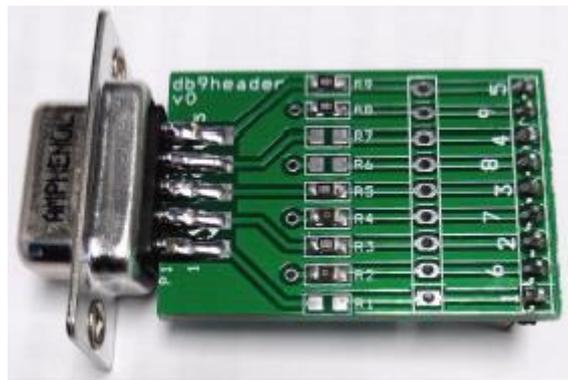


Figura 18. Adaptador de DB9 hembra a tira de pin.

El datasheet del producto indica que los LEDs con los que cuenta el sensor trabajan a unas longitudes de onda de 660nm para la luz roja y de 940nm para la emisión infrarroja.

1.Spo2 sensor main technical parameters:

Emitting light waven length	660±5nm
Absorbed light wavelength	905±5nm or 940±5nm
SpO2 testing range	70%-100%
SpO2 testing precision	±1% in 90%~100%
	±2% in 80%~89%
	±3% in 70%~79%
Testing range of pulse velocity	30bpm~245bpm
Testing precision of pulse velocity	30bpm~59bpm,±1bpm
	60bpm~149bpm,±2bpm
	150bpm~245bpm,±3bpm

Figura 19. Especificaciones sensor de pletismografía.

Contar con dos emisores de luz de tipo LED, es ideal para el proyecto porque pueden ser conmutados de manera rápida controlada por el arduino, ya que no tienen la inercia térmica propia de las fuentes de luz incandescente y apenas se calientan durante usos prolongados. De esta manera permite utilizar únicamente un fotodetector que estará colocado perpendicularmente a la dirección de emisión de los LEDs y relativamente cercano a ellos.

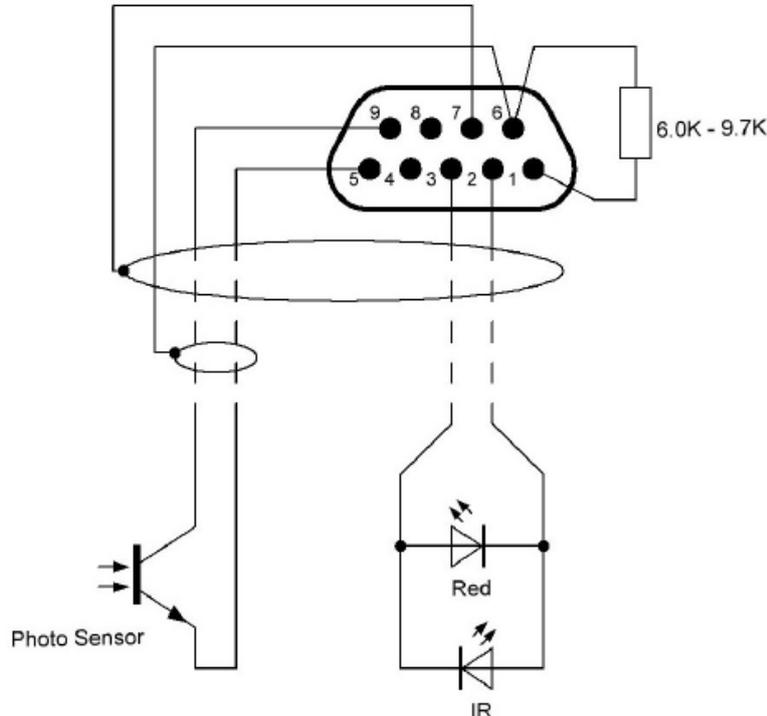


Figura 20. Distribución de pines en el adaptador.

Los pines 2 y 3 del adaptador irán conectados a los pines digitales 12 y 11 de arduino, y como se explica más adelante en el apartado de software del proyecto, irán conmutando sus estados para provocar el encendido de los LEDs rojo e infrarrojo alternativamente, en cortos espacios de tiempo y obtener así mediciones con las dos señales provenientes de cada LED.

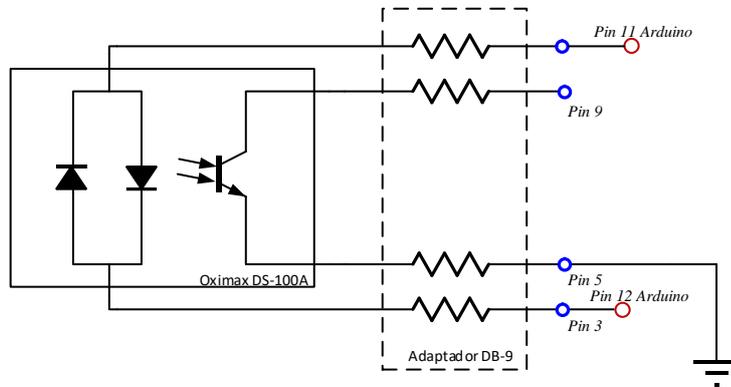


Figura 21. Conexión de pines en el adaptador.

5.3 Pantalla LCD.

Este tipo de dispositivo LCD compatible con Arduino, permitirá reproducir por pantalla los niveles de porcentaje de saturación de oxígeno en sangre y pulsaciones por minuto del sujeto sometido a estudio. El modelo LMB162HBC es el más básico para realizar proyectos con esta plataforma.

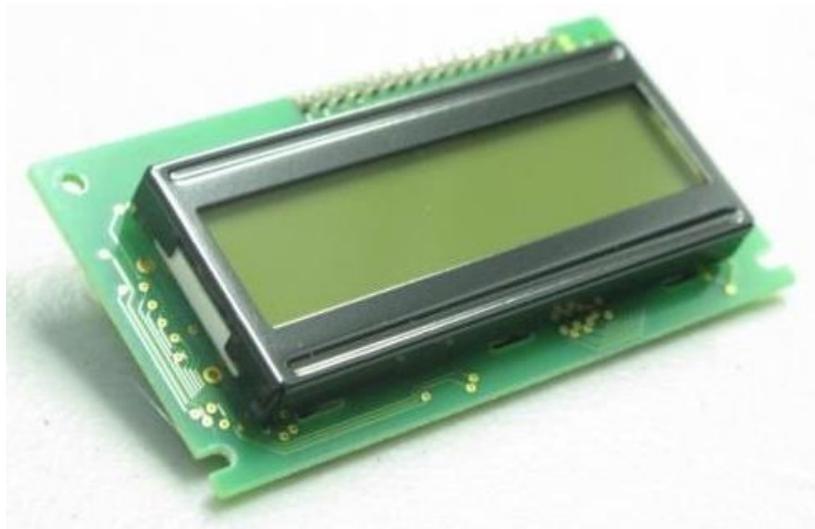


Figura 22. Pantalla LCD compatible con Arduino.

5.4 Amplificador de transimpedancia.

Para caracterizar el sensor utilizado se han realizado ensayos en el laboratorio, y se han medido las corrientes que circulan por el colector del fototransistor en función del LED que lo ilumina; comprobando que se trata de una señal muy débil, y que no permitirá realizar ninguna medida con exactitud. Como los datos deben ser procesados por un microcontrolador que necesita leer valores de tensión a través de su conversor A/D, hay que convertir esa pequeña intensidad del orden de nanoamperios en una tensión que facilite las medidas en cada una de las etapas de acondicionado de señal, para ello se utilizará una etapa de amplificadora de transimpedancia, la cual se encargará de convertir la pequeña corriente en una tensión adecuada para poder tratar la señal. [15]

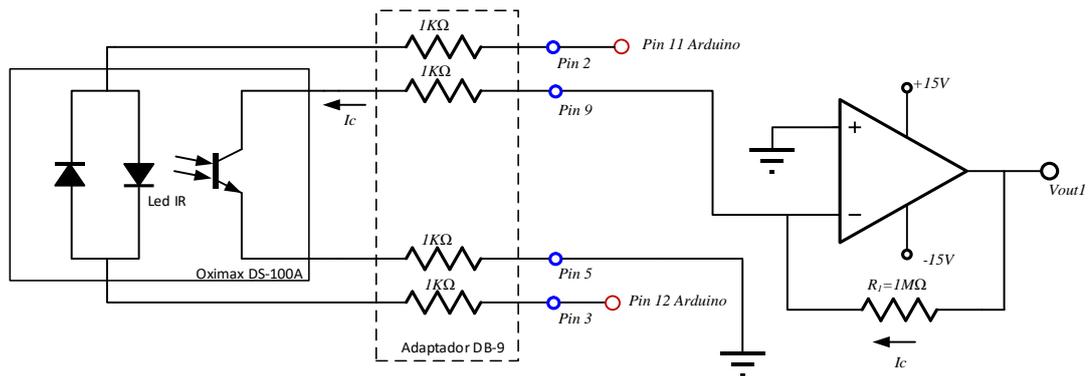


Figura 23. Amplificador Transimpedancia.

La tensión de salida que ofrece esta etapa es el siguiente:

$$V_{out1} = -I_c \cdot R_1 \quad (5.1)$$

Como se puede observar el voltaje de salida va a depender del valor de la resistencia R_1 y de la corriente que circule por el fototransistor, y como el valor de la corriente es del orden de nA, se elige una resistencia R_1 de valor $1M\Omega$, que permitirá conseguir un valor de tensión de salida esta etapa de amplificación del orden de mV.

5.5 Multiplexado de la señal.

Es importante recordar que hay dos emisores y un solo receptor; que los emisores transmitirán de forma alternada la luz al fototransistor, por lo que una vez convertida la señal de corriente en señal de tensión en la etapa de transimpedancia, será necesario separar la señal obtenida en dos señales, la proveniente del LED rojo de la del IR.

La introducción de una etapa de multiplexado permitirá separar las muestras procedentes del LED rojo, de las del LED de infrarrojo, si no se tiene en cuenta este detalle, al final del circuito de acondicionado se estaría introduciendo en la placa Arduino la mezcla de las dos señales, roja e infrarroja produciendo errores en las medidas de oxígeno y pulso.

Para desarrollar esta función, se ha utilizado el multiplexor analógico de ocho canales, HCT4051BE el cuál se controlará a través del Arduino, excitando los distintos pines con pulsos digitales en función de la tabla de verdad expuesta en el datasheet del fabricante. [17]

Como muestra se muestra en la *tabla 4*, se han alimentado los pines de este componente de la siguiente manera, para conseguir el rango de valores de tensión de salida deseado:

Alimentaciones	
Vdd	5 V
Vss	0 V
Vee	-5 V

Tabla 4. Rango de alimentaciones del multiplexor analógico.

PIN DESCRIPTION

PIN NO.	SYMBOL	NAME AND FUNCTION
3	Z	common input/output
6	\bar{E}	enable input (active LOW)
7	V_{EE}	negative supply voltage
8	GND	ground (0 V)
11, 10, 9	S_0 to S_2	select inputs
13, 14, 15, 12, 1, 5, 2, 4	Y_0 to Y_7	independent inputs/outputs
16	V_{CC}	positive supply voltage

Figura 26. Alimentaciones multiplexor analógico.

A la salida del multiplexor se sitúa una capacidad para que en el tiempo en el que el Arduino conmuta los interruptores y se pasa de estimular el circuito rojo a estimular el circuito infrarrojo o viceversa, no se produzca una pérdida de la señal que se está muestreando en ese instante, y permite que mantenga el valor de tensión obtenido justo en el momento previo a su apertura. El valor elegido en el diseño es de 10 μ F, lo cual permitirá que se cargue lo suficientemente rápido y de tiempo a seguir la señal de entrada.

El condensador de 10 μ F irá colocado junto a un seguidor de tensión, para que las fases y frecuencias de corte de la siguiente etapa de filtrado no se vean afectadas por dicha capacidad.

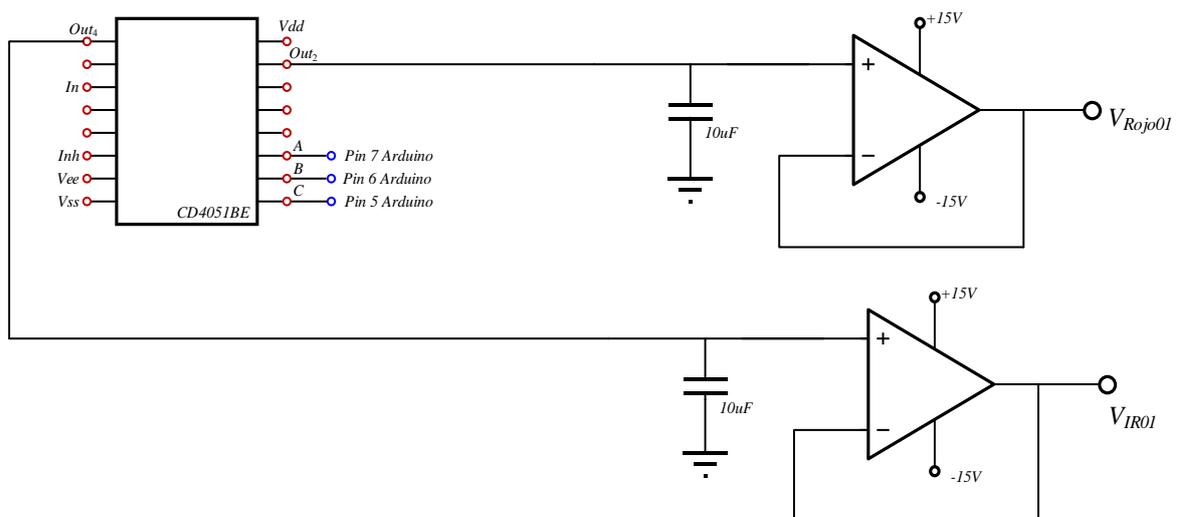


Figura 27. Separación de las señales Roja e IR.

A la salida del multiplexado de la señal, el osciloscopio muestra una señal ruidosa y con muy baja amplitud, por ello se ha de implementar un filtro paso bajo a una frecuencia de corte de 10 Hz y con una ganancia lo suficientemente grande para obtener una señal con la amplitud deseada y con bajo ruido, sin llegar al punto de saturar el operacional.

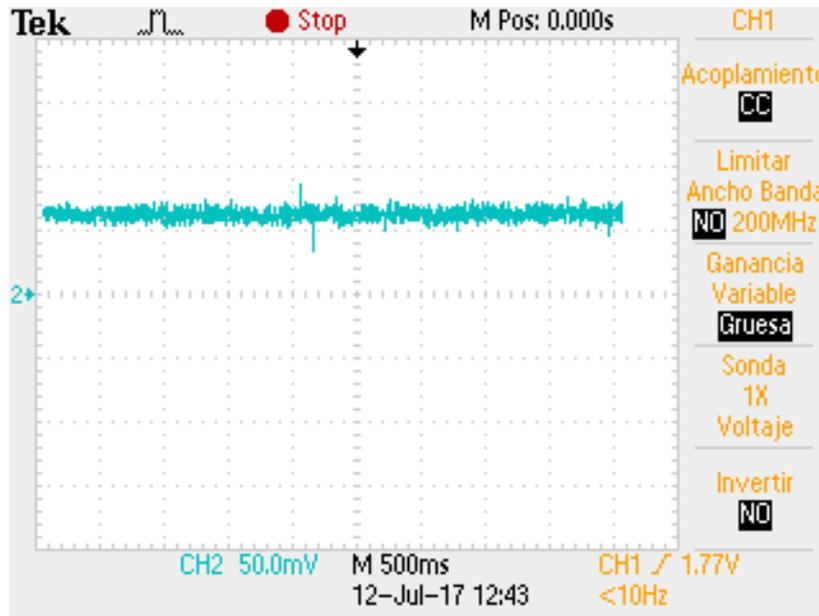


Figura 28. Señal de salida del seguidor de tensión.

5.6 Filtrado paso bajo de la señal.

La etapa de filtrado es necesaria para corregir y eliminar los distintos ruidos que introducen el sensor y la etapa de transimpedancia, y sobretodo el ruido proveniente de la alimentación eléctrica de 50 Hz. Una vez la señal sea lo más limpia y precisa posible, se amplificará para que el microcontrolador sea capaz de realizar los cálculos que sean convenientes para determinar lo más exacto posible los valores de la saturación de oxígeno en sangre y las pulsaciones por minuto de cada individuo a través del código desarrollado en subsistema software.

Será necesario disponer de un filtro paso bajo con una frecuencia de corte adecuada, para visualizar una señal de salida sin ruido debido a la alimentación eléctrica 50 Hz y sin el ruido que pueden introducir los distintos músculos del cuerpo o la acción de respirar, aproximadamente a los 100 Hz. Como la banda de trabajo de los pulsioxímetros se encuentra entre 0 y 10Hz, la etapa filtro paso bajo tendrá una frecuencia de corte a los 10Hz y una ganancia suficiente para poder visualizar una señal con una amplitud óptima a su salida (40dB).

Consistirá en un filtro Sallen-key de segundo orden y con una ganancia de tensión igual a 100, para poder visualizar a la salida la señal cardiaca del corazón. Para su diseño se ha utilizado el programa Filter-Pro, eligiendo componentes con los valores normalizados de la clase E12, para obtener los parámetros de filtrado deseados. [12] [13]

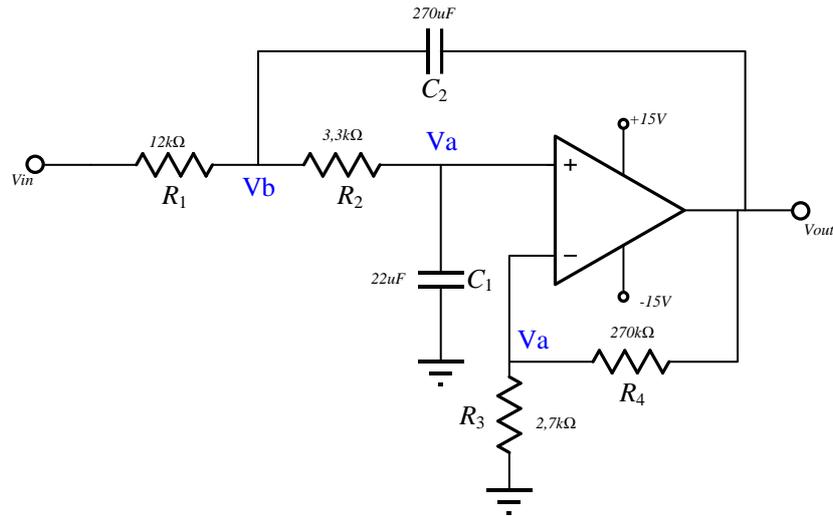


Figura 29. Filtro Sallen-key paso bajo.

Para determinar su función de transferencia se aplican las leyes de Kirchoff y se considerando las reglas de oro del AO, se obtienen las ecuaciones en los nodos de interés:

$$\frac{-V_a}{R_3} = \frac{V_a - V_{out}}{R_4} \quad (5.2)$$

$$\frac{V_b - V_a}{R_2} = \frac{V_a}{1/j\omega C_1} \quad (5.3)$$

$$\frac{V_{in} - V_b}{R_1} = \frac{V_b - V_a}{R_2} + \frac{V_b - V_{out}}{1/j\omega C_2} \quad (5.4)$$

Finalmente, al despejar cada una de las ecuaciones anteriores se obtiene la siguiente expresión:

$$V_o = \frac{V_{in} \cdot (R_3 + R_4)}{[R_3 \cdot (R_2 + R_1) \cdot C_1 - R_1 \cdot R_4 \cdot C_2] \cdot j\omega + R_3 + (j\omega)^2 \cdot C_2 \cdot C_1 \cdot (R_2 \cdot R_3 \cdot R_1)} \quad (5.5)$$

Se debe normalizar la ecuación anterior para llegar a la función de transferencia del filtro paso bajo de segundo orden conocida teóricamente:

$$H(s) = \frac{1}{1 + 2a \cdot \frac{s}{\omega_0} + \left(\frac{s}{\omega_0}\right)^2} \quad (5.6)$$

Resolviendo matemáticamente, se llega finalmente a la siguiente función de transferencia del filtro diseñado:

$$F(s) = \frac{K}{1 + \left[(R_2 + R_1) \cdot C_1 - \frac{R_1 \cdot R_4}{R_3} \cdot C_2 \right] \cdot s + (C_2 \cdot C_1 \cdot R_2 \cdot R_1) \cdot s^2} \quad (5.7)$$

Siendo la expresión de la ganancia en la banda pasante, la siguiente ecuación:

$$K = \frac{R_4}{R_3} + 1 \quad (5.8)$$

Además, si se comparan las ecuaciones 5.6 y 5.7 se puede comprobar que el coeficiente de amortiguamiento del filtro tiene la siguiente expresión:

$$2a/w_0 = (R_2 + R_1) \cdot C_1 - \frac{R_1 \cdot R_4}{R_3} \cdot C_2 \quad (5.9)$$

Por último, la ecuación que determina de frecuencia de resonancia del filtro activo de segundo orden se muestra a continuación:

$$\frac{1}{w_0^2} = C_2 \cdot C_1 \cdot R_2 \cdot R_1 \quad (5.10)$$

El resultado de la frecuencia de corte del filtro diseñado en función de la ganancia en dB, se muestra a continuación:

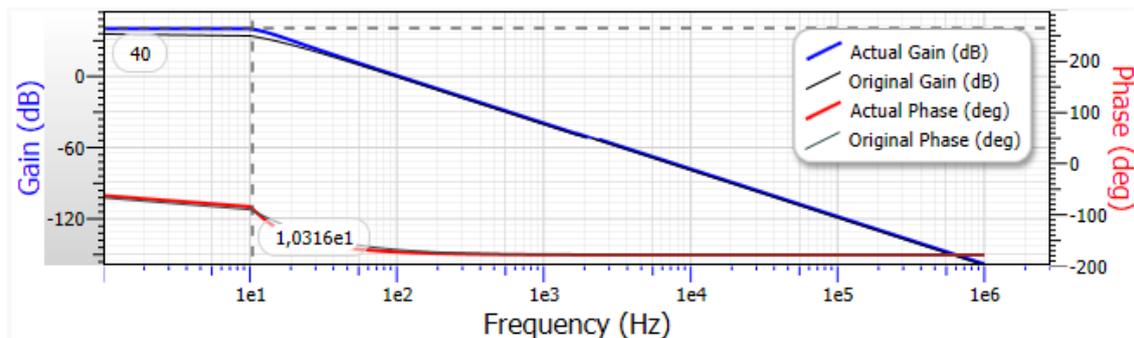


Figura 30. Simulación filtro Sallen kay paso bajo.

La señal de salida de la etapa de filtrado que obtenemos al visualizar con el osciloscopio es la siguiente:

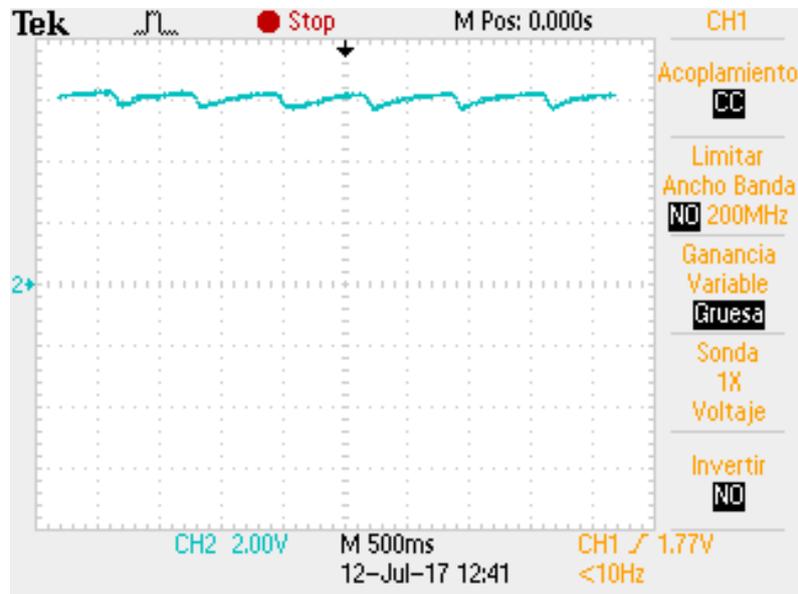


Figura 31. Señal de salida de la etapa de filtrado.

5.7 Corrección de voltaje de offset.

El valor de tensión continua a la salida de una etapa se amplifica en la siguiente; no se puede despreciar porque su orden de magnitud es diez veces mayor que la amplitud de la componente alterna, si no se considera este detalle se puede ocasionar que algún amplificador operacional se encuentre en la zona de saturación, llevando a su salida valores de tensión no deseados.

Los datos experimentales a la salida de la etapa del filtro paso bajo de la señal roja, se han medido en el laboratorio obteniendo valores máximos de 7V, estos valores de tensión no pueden ser introducidos a la placa Arduino debido a que su conversor analógico digital es de 10 bits, y sólo puede recoger valores de tensión máximos de 5V, este inconveniente se corrige con una etapa restadora no inversora, para ello se ha elegido un amplificador integrado de instrumentación, el AD620, que proporciona al diseño mayor sencillez y que introduce errores de ruidos mínimos. [16]

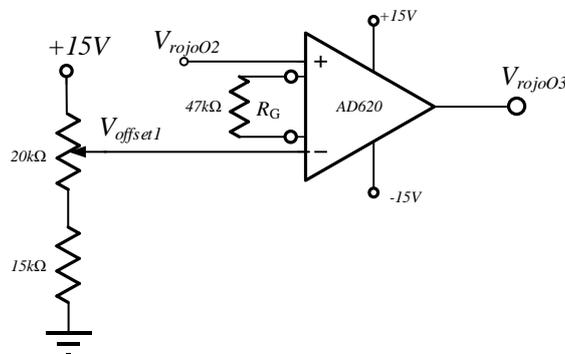


Figura 32. Etapa restadora para corrección del nivel de continua.

La función de transferencia de la etapa que corrige el nivel de la componente continua proveniente del filtro paso bajo es la siguiente:

$$A_v = \frac{V_{rojo_O3}}{V_{rojo_O2} - V_{offset}} = \frac{49.4k\Omega}{R_G} + 1 = 2.05 \quad (5.11)$$

Asignando un valor de $47k\Omega$ a la resistencia colocada entre los terminales de R_G del amplificador de instrumentación AD620, se consigue una ganancia que multiplica por dos el valor de la señal diferencial entre ambos terminales de entrada.

Para la corrección del offset se dispone de un divisor de tensión colocado en el terminal negativo del operacional, de esta manera se resta una parte de la componente de tensión continua de la señal V_{rojo_O2} . No se puede eliminar toda, porque la señal de entrada al Arduino ha de ser positiva; es decir comprendida entre 0 y 5V.

El potenciómetro permite ajustar el valor para obtener una señal a la salida de la etapa con una amplitud y un nivel de continua idóneos para que pueda leerse sin ningún problema por el microcontrolador:

$$V_{offset} = 15 \cdot \frac{5.6k\Omega}{5.6k\Omega + 20k\Omega} = 3.28V \quad (5.12)$$

Para restar offset, trabajaremos con un rango de tensiones entre $[15V - 3.28V]$, para los valores de resistencias que se han elegido en el diseño de esta etapa.

La señal de salida de esta etapa, es la que introduciremos a nuestro microcontrolador, al visualizarla por medio de un osciloscopio obtenemos lo siguiente:

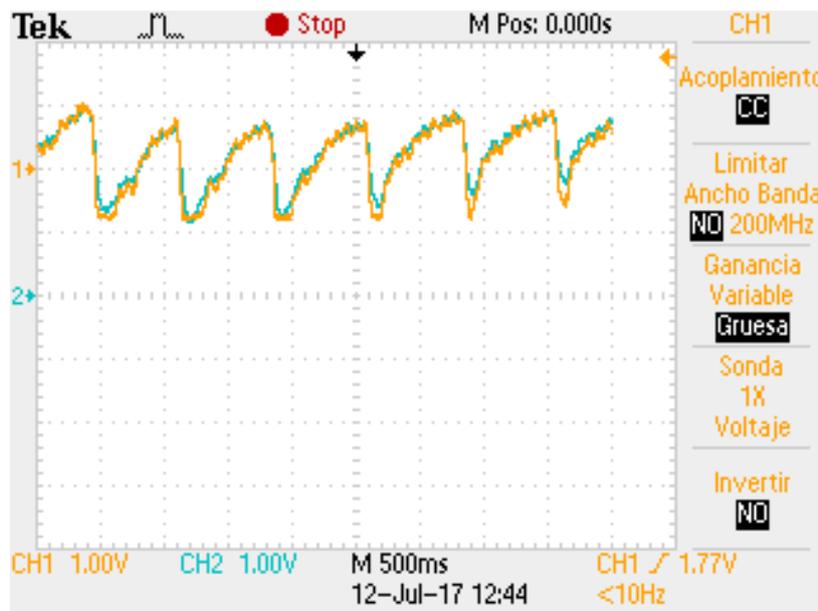


Figura 32. Señal de salida del amplificador de instrumentación.

La señal del LED IR, una vez separada en la salida del multiplexor de la del LED rojo, se acondicionará con un circuito idéntico al explicado para la señal del LED rojo. De forma que a la salida de estas etapas ya se dispone de dos señales que se adaptan perfectamente para introducir valores de tensión a la placa Arduino. (A0 para el pin que leerá la señal roja y A1 para el pin que leerá la señal Infrarroja) y proceder a realizar los cálculos mediante el software.

5.8 Diseño completo del acondicionamiento de las señales.

El circuito implementado replicaría cada una de las etapas explicadas anteriormente para las muestras roja e infrarroja, y quedaría de la siguiente manera:

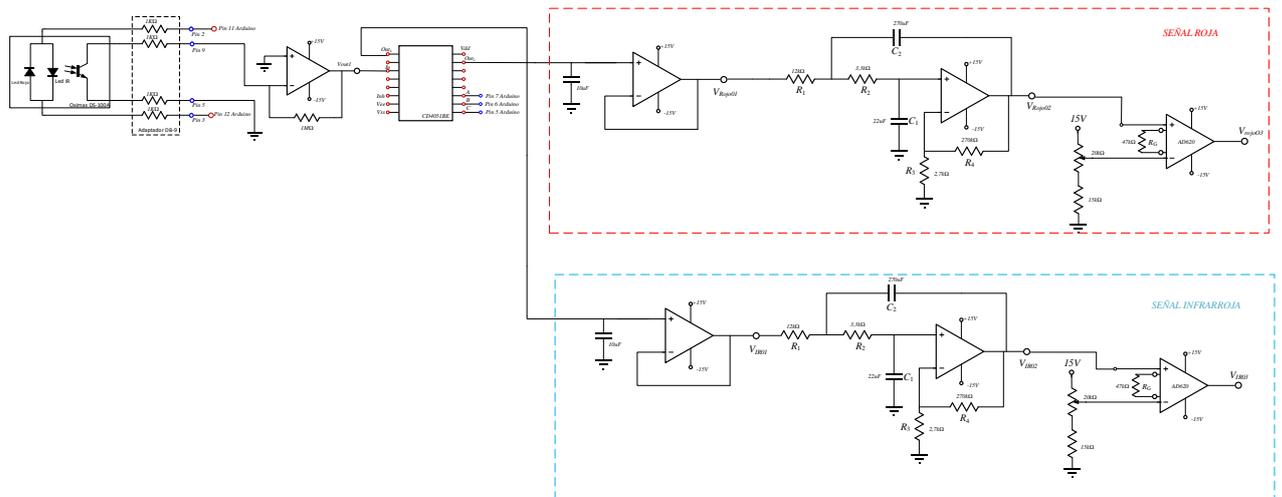


Figura 33. Diseño completo del circuito acondicionador de la señal.

La *figura 34* muestra la foto del circuito real montado en una protoboard del laboratorio, con el que se han realizado las medidas para determinar los resultados finales del proyecto

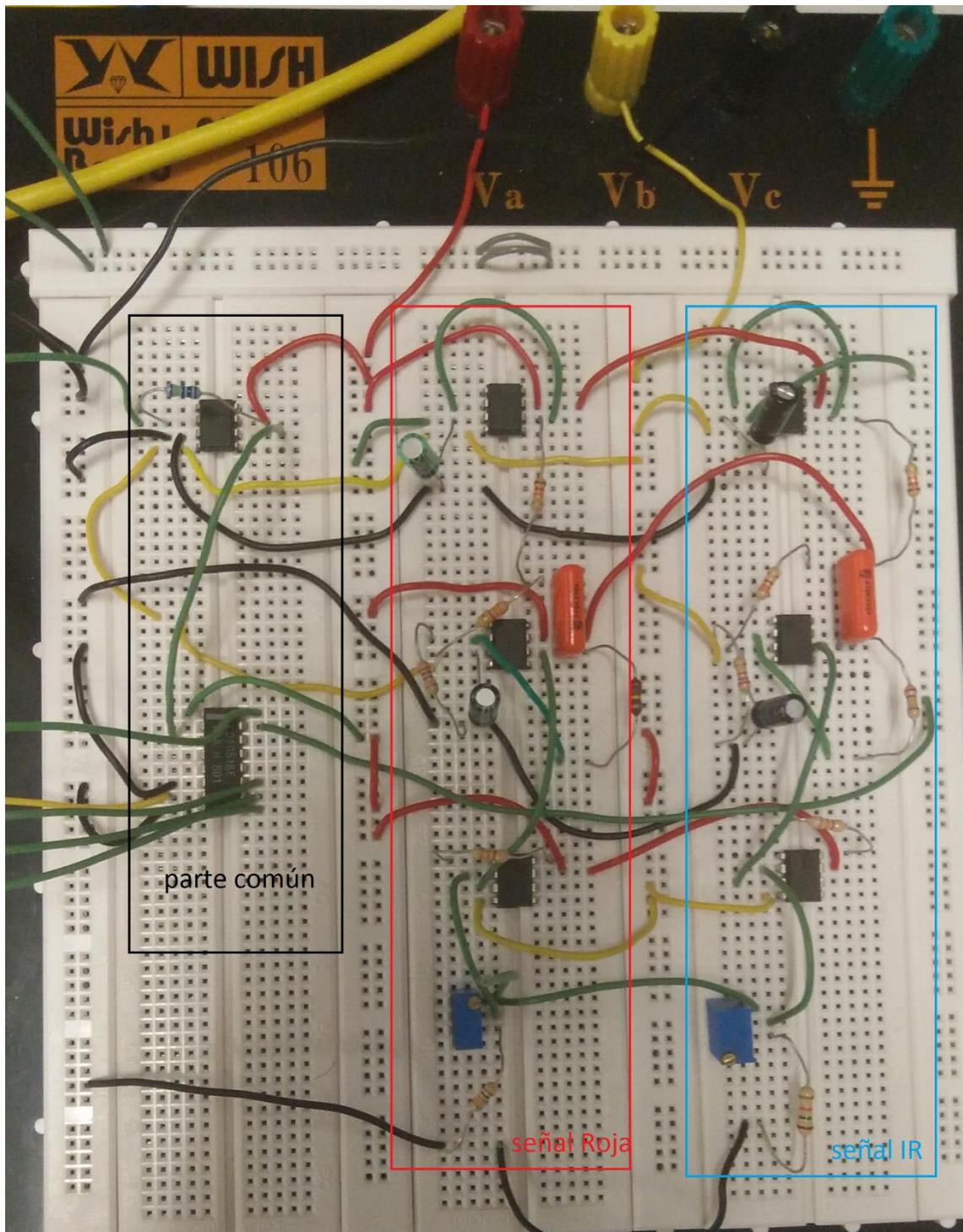


Figura 34. Prototipo completo del circuito acondicionador de la señal.

5.9 Diseño PCB del circuito implementado.

El último paso dentro del flujo de diseño electrónico, es el desarrollo de la placa de circuito impreso que permite acondicionar la señal y obtener los valores de tensión adecuados, para proceder posteriormente a realizar el procesamiento de las señales de interés.

Para el desarrollo de la PCB, se ha utilizado el software de Cadence, PCB Editor. Y para implementar su correspondiente esquemático, se ha utilizado la herramienta Orcad Pspice.

Es importante recordar que, se ha dispuesto de condensadores de desacoplo que deberán estar lo más cerca posible de las alimentaciones ($\pm 15V$) y masas de los encapsulados del U1 al U7, para evitar ruidos provenientes de dichas fuentes de alimentación.

Los footprints utilizados durante el diseño han sido:

Elemento	Librería (*.olb)	Footprint
Resistencia	ANALOG	smdres
Condensador	ANALOG	smdcap
Amplificador OP-07	OPAMP	dip8_3
Amplificador AD620	ANLG_DEV	dip8_3
Header 1, 4 y 3	CONNECTOR	Jumper1, Jumper4, Jumper 3
Conector DB-9	CONNECTOR	DB9
Multiplexor	ANLG_DEV	dip16_3

Tabla 5. Componentes, librerías y Footprints utilizados.

Se ha diseñado una PCB de 4 capas: un núcleo de laminado Epoxi metalizado por ambas caras, con los dos planos y, encima y debajo, sendos laminados metalizados (Prepeg) con las capas Top y Bottom.

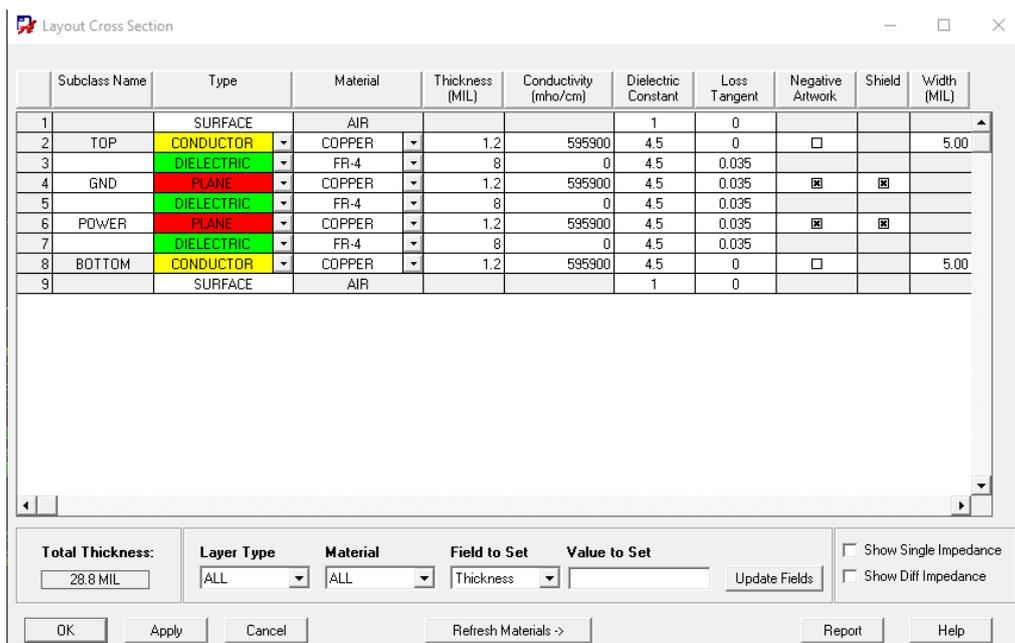


Figura 35. Diseño completo del circuito acondicionador de la señal.

Se ha utilizado el plano GND para crear el plano de referencia a masa que se distribuye por toda la extensión de la placa, y se ha diseñado el plano POWER que será compartido para las alimentaciones de +15V y -15V distribuido convenientemente para un correcto desarrollo de la PCB.

La proporción de la placa de circuito impreso es de (10 x 9) cm, resultando un tamaño reducido para desarrollar un producto pequeño, ligero y portátil para el usuario.

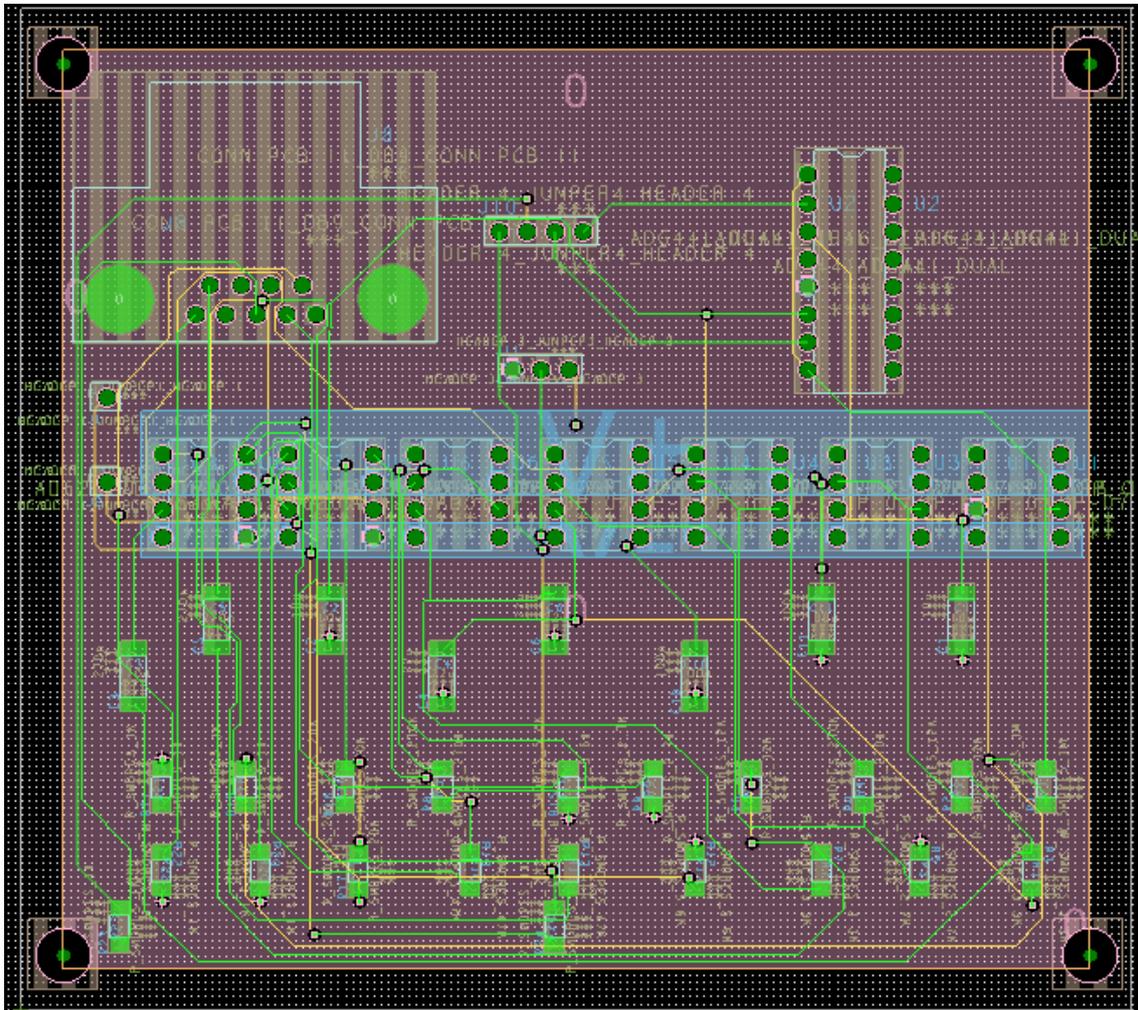


Figura 36. Componentes emplazados junto con los planos de alimentación y masa de la placa.

Capítulo 6. DISEÑO DEL SUBSISTEMA SOFTWARE E INTERFAZ MÓVIL.

Para la polarización y estímulo de los LEDs, y para un correcto muestreo de las señales obtenidas se ha de desarrollar un programa en Arduino que sea capaz de llevar a cabo ambas funciones. Dentro de este apartado también se explicará el desarrollo de una interfaz móvil que servirá de apoyo para registrar todos los niveles medidos cada día, para que el paciente pueda mostrarle su historial al médico cuando lo considere oportuno y obtener así un correcto diagnóstico.

6.1 Programación Arduino.

Una vez implementado el circuito para muestrear cada una de las señales por separado y calcular la frecuencia cardíaca y la saturación de oxígeno en sangre. Seguidamente se deben conectar éstas salidas a los pines analógicos de entrada al microcontrolador para proceder a realizar los cálculos.

6.1.1 Digitalización de dos señales pulsátiles.

Primeramente, va a proceder a explicar el modo de conmutación y polarización de los diodos, un aspecto fundamental en la realización del proyecto.

Se han de muestrear simultáneamente y por separado, la señal roja e infrarroja, por lo que se ha de implementar un código que estimule los LEDs de manera correcta y recoja las lecturas de interés provenientes de cada estímulo. Se capturará la señal pulsátil a través de la placa Arduino y se procederá a realizar los cálculos pertinentes.

Para realizar el muestreo es muy importante la etapa de Sample and Hold, que permitirá representar las señales pulsátiles de manera simultánea. El código que es capaz de realizar esta función viene explicado en el siguiente diagrama de bloques.

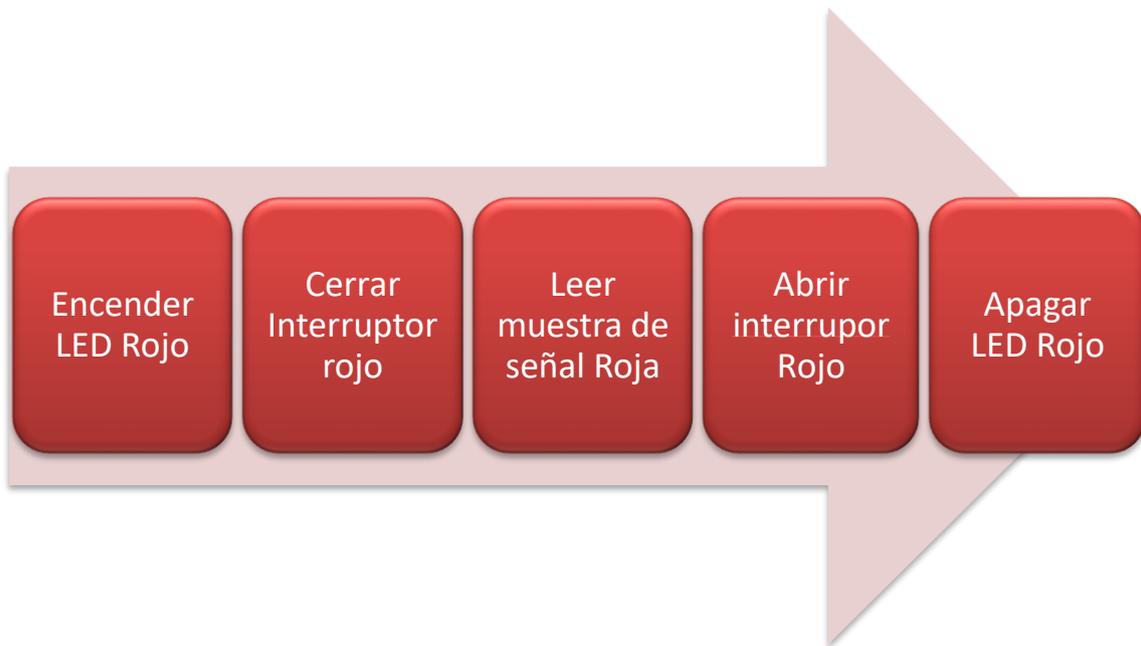


Figura 37. Diagrama de bloques excitación LED Rojo.

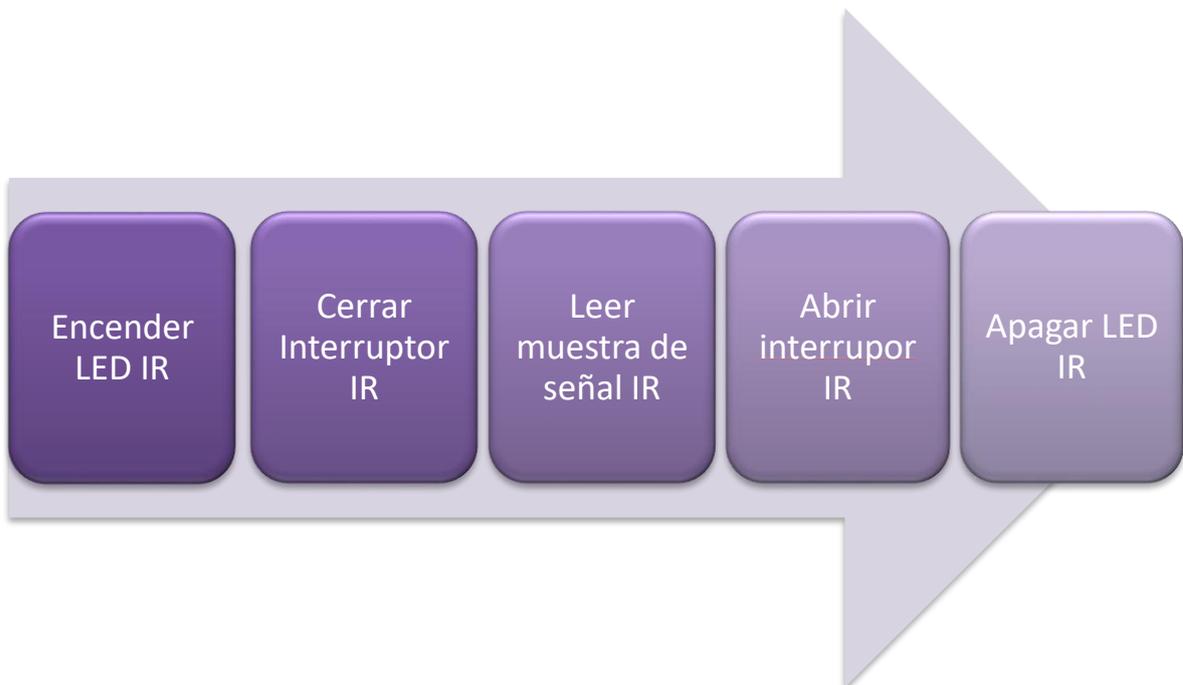


Figura 38. Diagrama de bloques excitación LED IR.

Con este programa se consigue aislar un circuito del otro, ya que gracias al condensador de la etapa de sample and hold, se puede mantener el nivel de la señal de excitación que tenía el circuito en el instante en el que el interruptor se encontraba cerrado.

El multiplexor es el encargado de abrir y cerrar los interruptores, y es controlado por el Arduino en función de la excitación de los pines de selección de canal de salida, explicados anteriormente en el apartado 5.4 *Multiplexado de la señal*. El canal de salida 4 del multiplexor es la señal proveniente del LED infrarrojo, y el canal de salida 2 es la señal proveniente del LED rojo.

Los procesos detallados en los diagramas de flujo de la *Figura 37* y *Figura 38* duran cada uno 1 ms. Serán repetidos 100 veces cada uno.

Para la lectura y el procesado de cada una de las señales por separado, se han utilizado los pines analógicos de entrada de Arduino, A0 y A1 para la señal roja e infrarroja respectivamente.

Una vez polarizados los distintos LEDs y configurados los pines de lectura de la manera correcta, hay que pasar a la siguiente fase de nuestro objetivo, que será tratar la señal y realizar los cálculos pertinentes para hallar la frecuencia cardíaca y el porcentaje de saturación de oxígeno en sangre.

6.1.2 Cálculo frecuencia cardíaca con Arduino.

Para realizar el cálculo de la frecuencia cardíaca, es necesario hallar el periodo de la señal pulsátil, midiendo la duración de un pulso del corazón se puede calcular el número de pulsaciones producidas en un minuto.

El método llevado a cabo para realizar el cálculo de la frecuencia cardíaca es medir el tiempo entre cruces por cero. Consiste en calcular el valor medio de la señal, y buscar los puntos en los que la señal leída pasa de estar por encima a estar por debajo de la media, esto significaría que ha encontrado un cero, en ese mismo instante a través de la función `millis()` de Arduino, se puede guardar en una variable el tiempo en el que se ha producido este fenómeno, cuando se vuelva a repetir esta acción, si restamos el tiempo que ha transcurrido entre cruce y cruce por cero, se detectará el periodo de la señal pulsátil.

Por tanto, en el software del microcontrolador se ha elaborado un código que sea capaz de hacer una estimación de la media de la señal que está leyendo, y además un código que reconozca el paso de estar por encima a estar por debajo de la media estimada. La función `millis()` devuelve el tiempo transcurrido en milisegundos, por lo que se debe hacer el siguiente cálculo para cambiar las unidades de la frecuencia cardíaca en pulsaciones por minuto:

$$BPM = 60000 / Media_Periodos \quad (6.1)$$

Para la media de los cruces por cero se utilizará la señal proveniente del circuito excitado por el LED rojo, ya que empíricamente es el que más amplitud proporciona a la señal de salida.

A continuación, se explica la manera de detectar los cruces de la señal por el valor medio. El programa representará los datos de frecuencia pulsátil y de porcentaje de oxígeno en sangre cada 7 segundos; para obtener suficientes muestras de cada señal y exponer unos datos más exactos y fiables:

- durante los 3 primeros segundos se ha desarrollado un código para calcular el valor medio de la señal que se está leyendo por el pin de entrada analógico A0.
- a partir del tercer segundo, comienza a calcular la diferencia de tiempos entre cruces por la media de la señal.
- al mismo tiempo, se sigue calculando el valor medio de la señal que está recibiendo en ese preciso instante y almacenando los valores medios anteriores, realizando así al final del proceso un promedio de valores acumulados cada 7 segundos e imprimiendo por pantalla el resultado más fiable y preciso.

6.1.3 Cálculo de la saturación de oxígeno en sangre con Arduino.

Como ya se ha explicado en el apartado 4.3 *Calculo de la saturación de oxígeno*, consiste en establecer la relación entre hemoglobina oxigenada y hemoglobina total. Además, se sabe que la longitud de onda de la señal infrarroja tiene una absorción mayor de la hemoglobina oxigenada y que la longitud de onda proveniente del LED rojo absorbe más la hemoglobina reducida. A través de este fenómeno se establecerá el cálculo de un ratio.

$$R = \frac{dA_{\lambda 1}}{dA_{\lambda 2}} \quad (6.1)$$

El método para calcular este ratio a través del microcontrolador se denomina absorción de delta. Es uno de los más sencillos y requiere menor cálculo para nuestra placa Arduino.

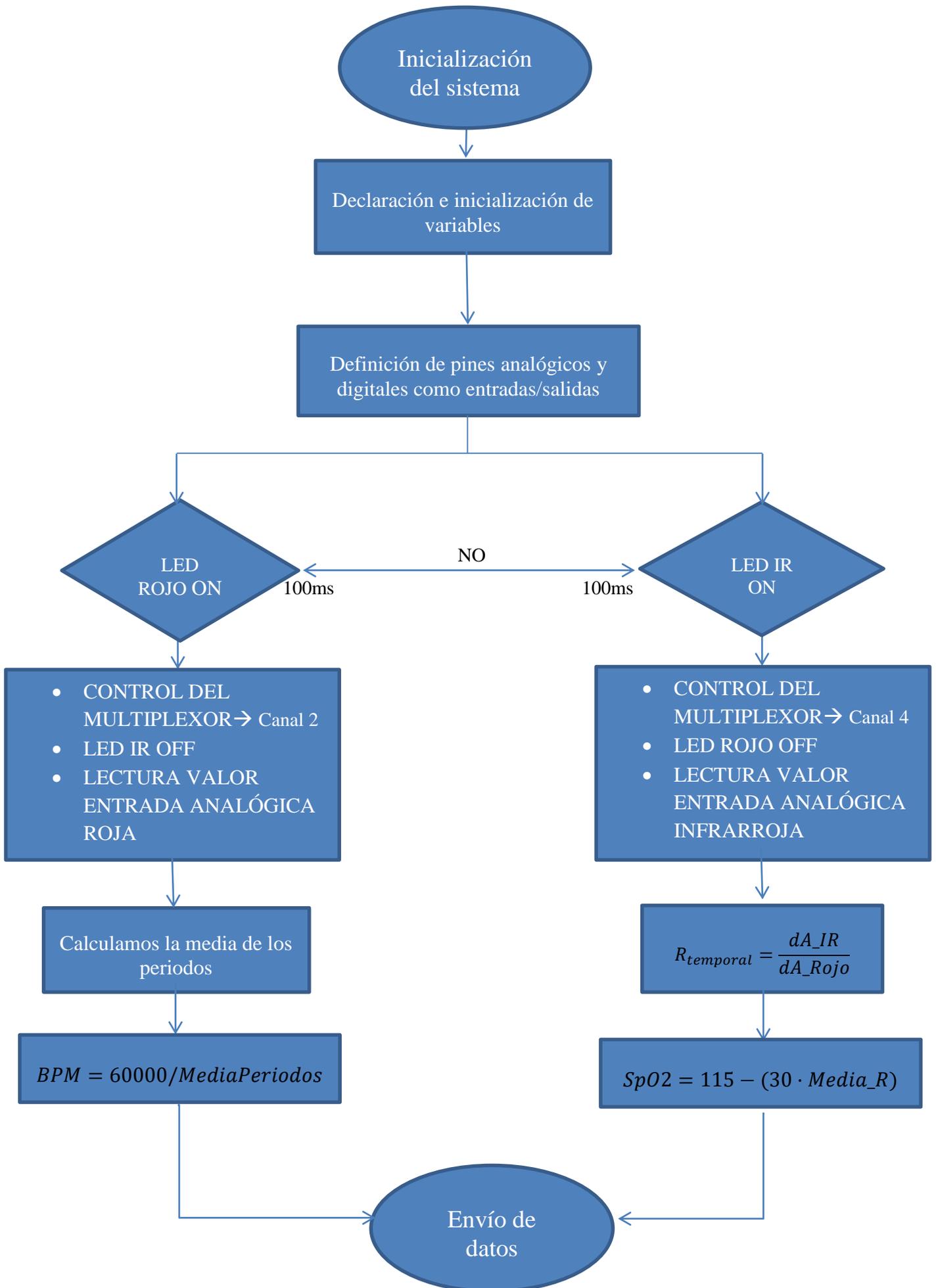
Para desarrollar este código también es necesario acumular el valor anterior y el actual de la muestra que se está leyendo, para poder realizar la estimación de la absorción de delta perteneciente a cada longitud de onda, con la siguiente fórmula.

$$dA_{\lambda} = \frac{I_i - I_{i-1}}{(I_i + I_{i-1})/2} \quad (6.2)$$

Para cada muestra obtenida, se iras calculando un ratio. Con en el programa implementado se utilizarán los 4 segundos restantes del ciclo completo para calcular una media de todos los ratios obtenidos y poder calcular el porcentaje de oxígeno en sangre a través de la aproximación lineal de la curva de calibración de Lambert-Beer.

$$SpO2(\%) = 115 - 30 \cdot Media_ratio \quad (6.3)$$

Una vez finalizados los cálculos de cada señal, se mostrarán por pantalla a través del puerto serie, cada 7 segundos, también serán mostrados en una pantalla LCD, para que el paciente sepa en cada medición los valores que está obteniendo y poder monitorizar su frecuencia cardíaca y porcentaje de oxígeno en sangre.



6.2 Interfaz móvil.

Se ha desarrollado una aplicación para dispositivos Android, donde el paciente de manera básica y sencilla podrá almacenar los datos de sus registros de manera local en su dispositivo, Tablet o Smartphone donde podrá mostrarlos a su médico de cabecera, y dónde el paciente pueda llevar un control diario para mejorar sus hábitos y corregir errores que pueda realizar en su día a día.

La aplicación desarrollada tiene el nombre de PulsiOximeter y ha sido programada de manera modular en appinventor, que dispone de un kit de desarrollo software de Android que permite programar con un lenguaje orientado a objetos y de código abierto. Seguidamente se muestran las imágenes del diseño final de la interfaz, la cual se ha intentado diseñar para el uso de personas de todas las edades y no complicar la manera de hacer los registros de niveles.



Figura 39. Inicio de la aplicación móvil.

La aplicación tiene un menú principal donde aparecerán tres opciones, registrar niveles, salir de la interfaz y un botón de ayuda para recibir notificaciones, en el caso de que alguna persona no supiera cómo utilizar la aplicación.



Figura 40. Menú de la aplicación móvil.

Respecto al *registro de datos*, se podrán guardar los niveles de porcentaje de saturación de oxígeno en sangre, la frecuencia cardíaca y el día en que se realizó el registro para mostrar al médico la evolución que se ha producido desde la última visita.

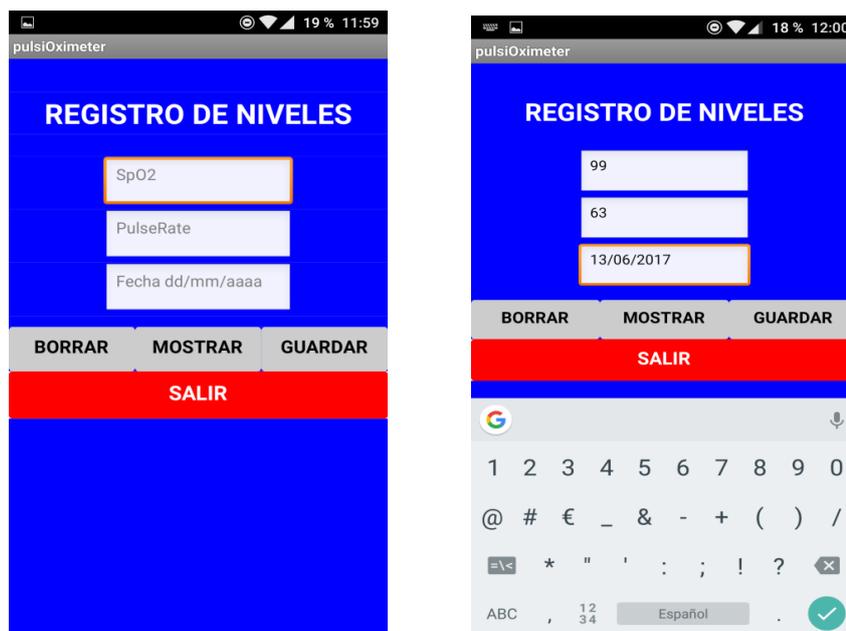


Figura 41. Registro de niveles aplicación móvil.

Finalmente, si se selecciona la opción *mostrar*, la interfaz abrirá una nueva pantalla donde aparecerán almacenados los datos que ha ido registrando en diferentes días de manera local en el dispositivo. Y así poder establecer un diagnóstico de calidad y un correcto control de niveles por parte del propio usuario.

Fecha	SpO2	Pulse Rate
13/06/2017	99	63
22/07/2017	98	75
25/07/2017	98.5	79

Figura 42. Base de datos local en aplicación móvil.

Capítulo 7. RESULTADOS.

7.1 Calibración del prototipo diseñado.

Para comprobar y validar el proyecto desarrollado, hay que comparar y calibrar el equipo diseñado con uno equipo profesional. Concretamente para dicha comparación se ha utilizado el equipo PEARL100, del fabricante Medlab, lo que permitirá conocer la validez, veracidad, precisión y exactitud del equipo, objeto de este trabajo a la hora de medir la frecuencia cardiaca y el porcentaje de oxígeno en sangre de cada sujeto sometido a estudio. Como se ha explicado anteriormente, el programa desarrollado en Arduino, reproduce cada 7 segundos las pulsaciones por minuto y la cantidad de oxígeno en sangre, mostrándolas en el monitor serie que viene incluido en el IDLE de Arduino. Como muestra de ello, en la siguiente imagen se puede ver un ejemplo de este monitor, antes de calibrar el dispositivo.

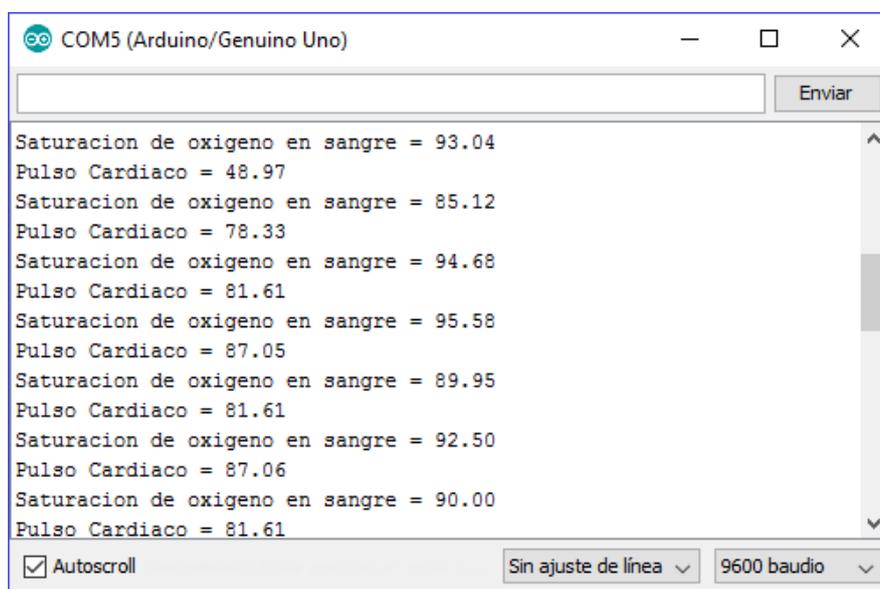


Figura 43. Monitor serie de Arduino.

Se realizarán medidas en paralelo: por un lado, se utilizará el equipo sometido a estudio, que reproducirá valores cada 7 segundos, y por el otro lado, se conectará el equipo PEARL100 al mismo paciente, del cual se cogerán valores cada 7 segundos, de forma manual. En la siguiente tabla se muestra la comparativa de valores obtenidos por cada dispositivo.

EQUIPO PEARL100		PULSIOXIMETER	
pulso	SaO2	pulso	SaO2
87	98	87,04	98,44
88	98	81,61	90
83	98	87,06	92,5
82	98	81,06	89,95
83	98	87	95,58
81	98	81,61	95,01
81	98	81	94,68
79	98	78,33	94,3
87	98	87,93	93,58
86	99	87	93,51

Tabla 6. Comparativa entre el prototipo diseñado y el dispositivo comercial.

Como se puede observar, los datos de pulso recogidos por ambos equipos son muy similares, si se calcula el valor medio la tolerancia no supera el ± 1 , por tanto, se puede considerar que los valores de frecuencia cardíaca recogidos por nuestro dispositivo son aceptables y válidos.

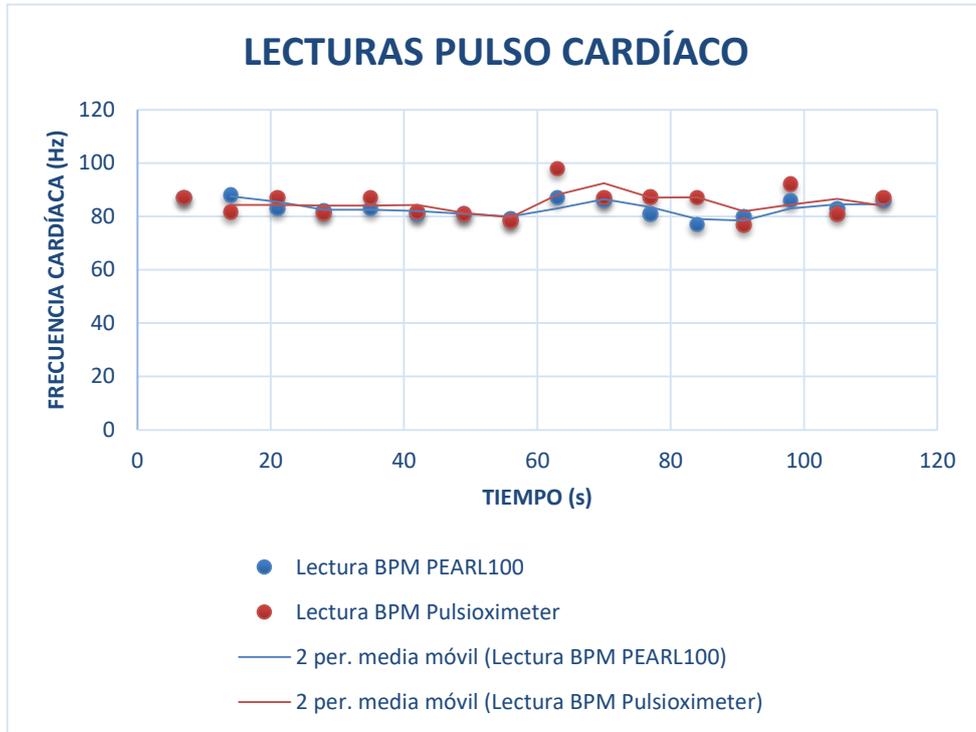


Figura 44. Comparativa de BPM entre dispositivos.

No es el caso de los valores de SaO₂ medidos, que recoge lecturas mucho más inestables e inciertas, lo que nos conduce a recalibrar el equipo por medio del código implementado en el Arduino.

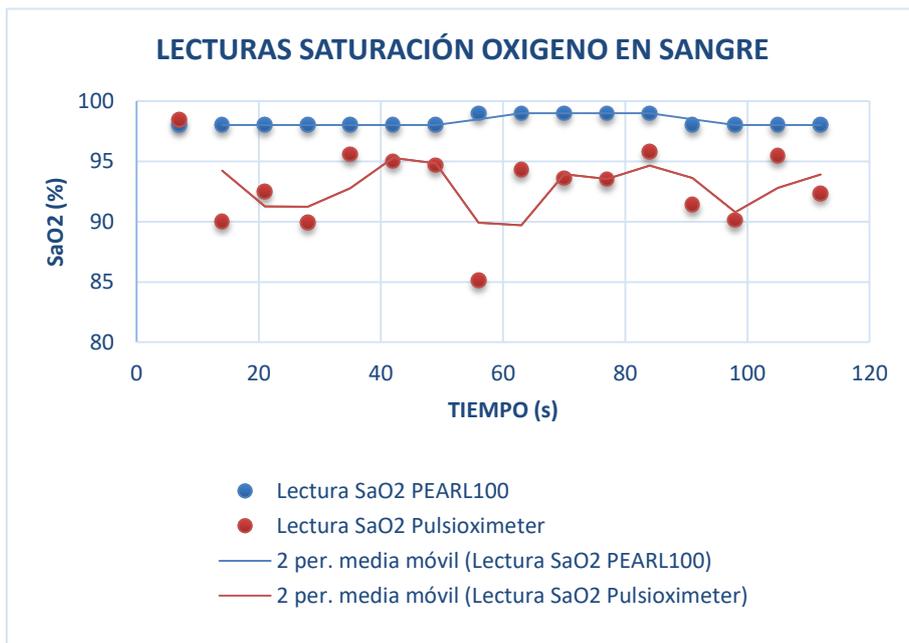


Figura 45. Comparativa de SaO₂ entre dispositivos.

7.2 Resultados válidos del prototipo.

Tras comparar el equipo diseñado con el equipo comercial PEARL100 y modificar el código implementado en Arduino para obtener valores más cercanos a este dispositivo, los resultados obtenidos son más precisos, reales y veraces. Hay que añadir que el equipo diseñado representa valores decimales a diferencia del equipo de calibrado, que representa valores enteros, de ahí la diferencia entre lecturas.

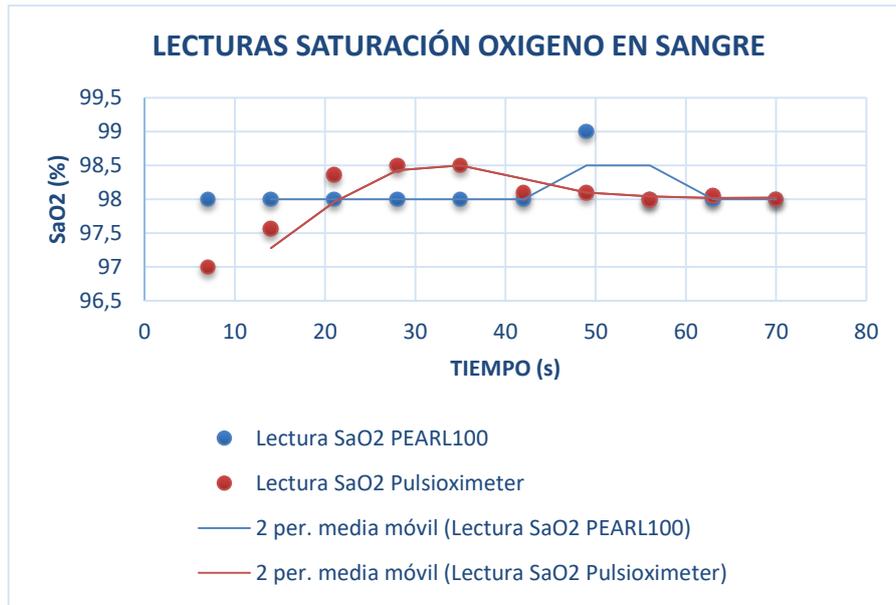


Figura 46. Comparativa de SaO₂ entre dispositivos.

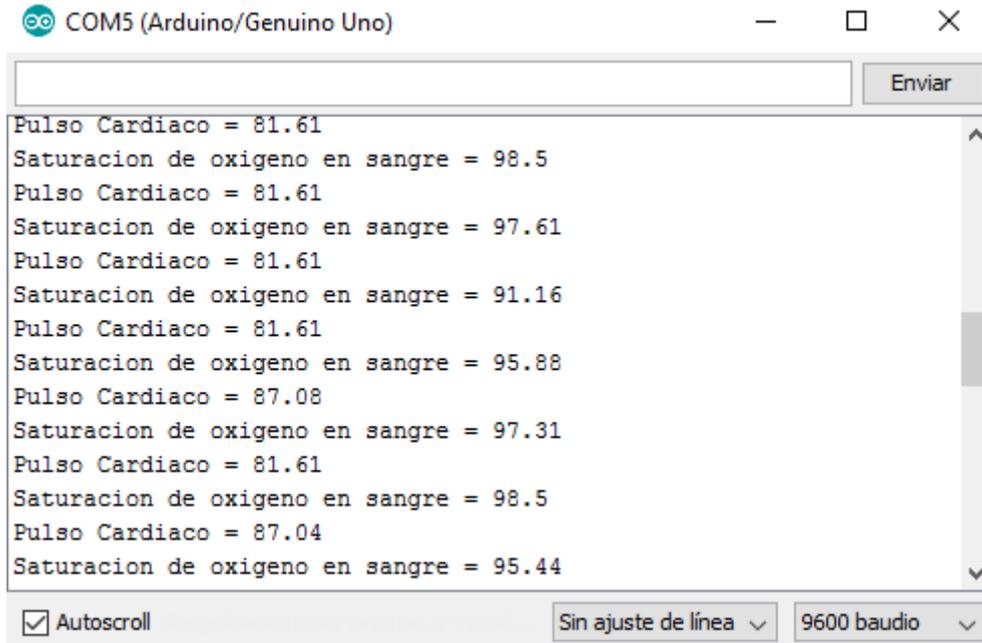


Figura 47. Monitor serie de Arduino después de calibrar los valores de SaO₂.

El siguiente punto a tratar, será realizar el análisis a dos sujetos y comprobar los resultados finales del prototipo diseñado junto con los resultados del equipo comercial PEARL100, para determinar si es apto o no para su comercialización como equipo médico.

INDIVIDUO 1				INDIVIDUO 2			
PEARL100		PULSIOXIMETER		PEARL100		PULSIOXIMETER	
pulso	SaO2	pulso	SaO2	pulso	SaO2	pulso	SaO2
85	98	87,03	96,91	68	99	69,63	99,2
80	98	81,57	99	68	98	65,29	99,25
81	99	82,03	98,23	73	99	69,63	97,58
80	98	76,82	99	76	97	69,65	92,91
82	99	81,59	99,25	76	98	76,8	96,08
82	98	74,6	99,59	72	98	72,36	96,66
82	99	81,61	99	68	99	65,22	69,1
85	98	87,03	96,78	70	98	71,2	96,57
81	98	81,61	99	69	98	65,29	94,72

Tabla 7. Comparativa entre medidas del prototipo diseñado y el dispositivo comercial para dos individuos.

Como se puede comprobar, el trabajo realizado pone de manifiesto la viabilidad y validez del sistema diseñado en el laboratorio para la estimación de la frecuencia cardiaca y la saturación de oxígeno en sangre.

Para ello, en el siguiente enlace se muestra un ejemplo de ejecución del prototipo diseñado en el laboratorio.

<https://www.youtube.com/watch?v=ggZEWEx-yLs&t=5s>

7.3 Presupuesto del prototipo futuro.

En este punto, se muestra una tabla que especifica el coste del proyecto realizado.

Producto	Precio por unidad (€)	Unidades	Precio total (€)
Amplificador AD620	9,99	2	19,98
Amplificador OP-07	0,932	5	4,66
Resistencias	0,91	15	13,65
Condensadores	0,51	6	3,06
Potenciómetros	0,23	2	0,46
Multiplexor 4051BE	0,538	1	0,538
Adaptador DB-9	2,06	1	2,06
Sensor Oximax DS-100A	11,46	1	11,46
Fuente de alimentación 15V B010NRE4II	21,99	1	21,99
Arduino UNO rev3	24,5	1	24,5
Fabricación PCB 4 capas	54,45	1	54,45
Pantalla LCD	6,34	1	6,34
Total			163,148 €

Tabla 8. Presupuesto del diseño implementado.

Algunos de los modelos comerciales, similares al prototipo implementado están a la venta por precios similares; y teniendo en cuenta que en la *Tabla 8* se especifica el precio por unidad de los componentes, que es más elevado que si se realiza una compra de gran cantidad de cada elemento, el coste del diseño se reduciría. Por tanto, el diseño desarrollado cumple las expectativas dentro del mercado competitivo. Estos son algunos de los modelos que se pueden encontrar en las tiendas: [14]

Modelo	Precio (€)	Imagen
OXYM6100	143 €	
Nonin Go2	141€	
OXYM7500	149.96€	
OXYM9000	117€	

Tabla 9. Modelos comerciales de pulsioxímetros.

Capítulo 8. CONCLUSIONES.

Durante la realización del proyecto, se ha procedido a diseñar e implementar un equipo de pletismografía, encargado de representar porcentajes de saturación de oxígeno en sangre y poder detectar alteraciones de estos niveles en cada paciente, además también es capaz de reproducir el valor de frecuencia cardíaca del individuo que está conectado a la pinza del sensor. A parte del diseño del dispositivo, también se buscaba que éste fuese fácil de utilizar y que tuviera una manera sencilla de poder registrar los valores que cada sujeto iba tomando. Para ello se implementó una interfaz móvil Android, donde poder guardar las mediciones de los usuarios y de esta manera conseguir una monitorización médico-paciente completa, para prevenir riesgos de salud innecesarios.

Se han cumplido los objetivos generales que se describieron al comienzo del proyecto, se ha conseguido implementar un equipo de sensorización y procesado a tiempo real, capaz de reproducir valores reales y con poca tolerancia a fallo.

Una vez construido el dispositivo, hubo de ser calibrado con la ayuda de un equipo profesional del fabricante Medlab, PEARL100. El proceso de calibrado consistía en realizar mediciones de forma paralela entre el equipo comercial y el prototipo desarrollado, comparando las medidas que estaban representando cada uno de ellos. Finalmente se procedió a realizar ajustes en el código de programación de la placa Arduino para que consiguiera reproducir valores más cercanos al equipo comercial, lo que dota al proyecto de veracidad y precisión a la hora de representar el valor de porcentaje de saturación de oxígeno en sangre y pulsaciones por minuto.

Con diferencia de otros equipos comerciales, el dispositivo implementado dota de características propias que lo hacen diferente:

- La etapa de Sample and Hold implementada, disminuye el consumo del equipo, ya que permite el mantener los LED's apagados la mayor parte del tiempo.
- El funcionamiento a tiempo real del dispositivo, también contribuye a disminuir el consumo energético ya que no es necesario el envío de señales oximétricas a unidades de procesado de la señal externas.
- Con la etapa de Sample and Hold, se consigue tratar la señal a tiempo real, lo que también produce un ahorro de hardware al no tener que ir almacenando datos en el dispositivo.

El prototipo implementado sufre las mismas limitaciones con las que se puede encontrar un dispositivo comercial:

- Dificil absorción de la luz: uso de esmalte de uñas, distinta pigmentación de la piel, etc.
- Hipotensión, disminución de la presión de pulso, que puede ocurrir en situaciones de shock y frío.
- Pacientes fumadores con mayor presencia de 10-20% de carboxihemoglobina, puede ser confundida por la oxihemoglobina.
- Movimientos del dedo mientras lleva puesta la pinza, que puede causar disminución de la señal de lectura.
- Interferencia con otros dispositivos.

8.1 Líneas futuras.

Al haber hecho uso del hardware y software de una plataforma libre como es Arduino, el proyecto puede ser ampliado, actualizado y mejorado en un futuro.

Una mejora a destacar es, que para el desarrollo del trabajo se ha utilizado el modelo de placa Arduino UNO, pero si se quiere abaratar aún más el coste del producto, se podría haber utilizado el microcontrolador Arduino Nano, que dispone de los pines de comunicación necesarios para ser usado en este proyecto y su coste es menor.

También se puede optar por introducir al proyecto un módulo de comunicación inalámbrica, de sencilla instalación e integración gracias a las librerías creadas para ciertos módulos de esta índole, por ejemplo, el uso de un módulo Wi-Fi podría enviar datos a una aplicación móvil, un servidor o al centro médico más cercano para el uso en pacientes con mayores problemas de corazón o pulmón pudiendo alertar al médico y evitar riesgos de salud. Como ya se ha dicho anteriormente al haber utilizado la plataforma de Arduino, se puede dotar al dispositivo de más sensores cómo acelerómetros, o módulo GPS para la monitorización de la actividad física como puede ser el ciclismo o el running.

Capítulo 9. BIBLIOGRAFÍA

- [1] John W. Severinghaus, MD, and Yoshiyuki Honda, MD “*HISTORY OF BLOOD GAS ANALYSIS. VII. PULSE OXIMETRY*”.
- [2] Tekne Awards Announced. *Star Tribune*. [Online] [recuperado 13/05/2017]
- [3] Valencia, L. F. (2007). “*Diseño y construcción de un oxímetro de pulso mediante la utilización de una plataforma de automatización Momentum*”. Proyecto de Grado.
- [4] Agustino, AM., Piqueras, R., Pérez, M. (2002). “*Recuento de plaquetas y volumen plaquetario medio en una población sana*”. *Rev Diagn Biol*.
- [5] Luis Manuel Moreno Moruno. (2015). “*Diseño e implementación de un dispositivo para la detección de la oxigenación en sangre*”. Proyecto fin de carrera.
- [6] Ventosinos Alonso, S. (2010). “*Sistema óptico autónomo para la medida de parámetros biomédicos*”. Trabajo Final de Carrera.
- [7] Urpalainen, K. (2011). Development of a fractional multi-wavelength pulse osimetry algorithm. *Thesis submitted for examination for the degree of Master of Science in Technology*.
- [8] Prof. Yousser Mohammad “*Uso clínico de la pulsioximetría. Referencia de bolsillo 2010*” [Online] [recuperado 13/05/2017].
- [9]Gómez Vizcaíno, S., & Suntasig Soria, F. (2011). Diseño y construcción de un prototipo de oxímetro de pulso. *Proyecto Final de Carrera*.
- [10] Kennedy, S. M. An introduction to pulse oximeters: equations and theory. *ECE/BME 462 - Biomedical Instrumentation*.
- [11] Características Placa Arduino Uno, <http://www.menosmedia.org/spip.php?article43>. [Online]. [recuperado 15/05/2017].
- [12] Clara Pérez Fuster y Fulgencio Montilla Meoro. “*Filtros Activos Lineales*”, Tema 7 Electrónica Analógica Integrada, 2015. [recuperado 17/05/2017]
- [13] Batalla E.; García A.H. Pérez C. et altres. SPUPV-99.770.” Problemas de Electrónica Analógica”. [recuperado 17/05/2017]
- [14] Precios de modelos comerciales pulsioxímetros. <https://www.quirumed.com/es/> [Online]. [recuperado 20/07/2017].
- [15] Datasheet Amplificador operacional OP-07 <http://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/OP07.pdf> [Online]. [recuperado 20/04/2017].
- [16] Datasheet Amplificador operacional AD620 <http://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/AD620.pdf> [Online]. [recuperado 20/04/2017].
- [17] Datasheet CD405xB CMOS Single 8-Channel Analog Multiplexer/Demultiplexer With Logic-Level Conversion <http://www.ti.com/lit/ds/symlink/cd4051b.pdf> [Online]. [recuperado 03/05/2017].

Capítulo 10. ANEXOS

10.1 Sensor Oximax DS100A

Arduino Sensor Pulse Oximeter

Model:DS-100A SPO2



Description:

Supply for patient monitor, one side clipped on the fingertip of adult, the other side linked to the patient monitor. Nellcor SpO₂ Durasensor (DS-100A) sensors are used with pulse oximeters for non-invasive measurement of oxygen saturation of patients over 40kg.

Compatibilities: GE-Medical System:Dinasmap,PRO1000;Nellcor:N550,N595,etc...

Specifications:

Model	DS-100A
Description: Nellcor Oximax DS 100A Adult Finger Clip Spo2 Probe Sensor 3ft 9 pin	
Connector:	
Storage and Transport Environment: -10°C~+40°C	
Accuracy:%SpO ₂ (±1S.D.); 90-100%±2 digits, 70-89% ± 3 digits, 0-69% unspecified); Pulse Rate: ±3 bpm	
Operating Temperature: +5°C~+40°C	
Interface: DB9M-9pin plug	
Length: 0.9m/3ft	

Tips: NOT compatible with: Nellcor N65; N-600x; GE Dash Oximax series monitor; Oximax equipped Spaceable monitors such as 91220.

10.2 Planos del PCB

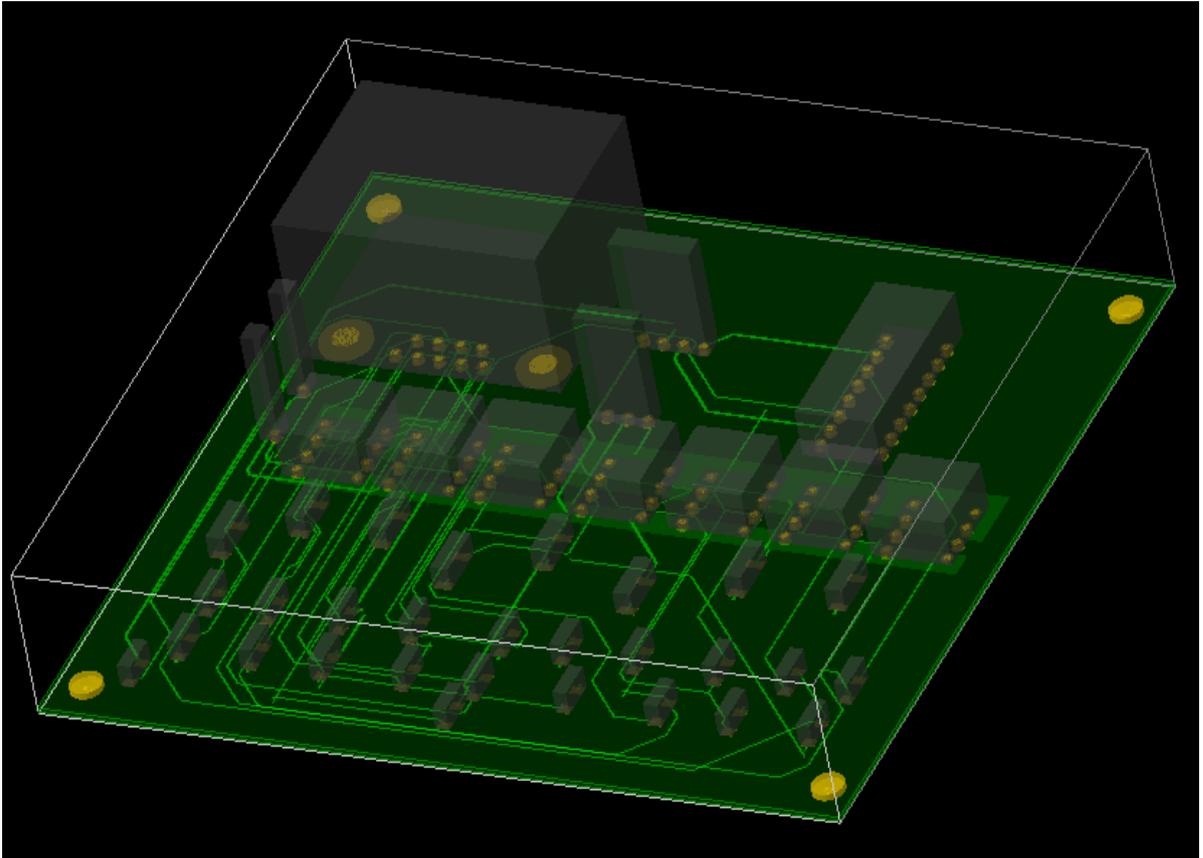


Figura 37. Vista 3D de la PCB.

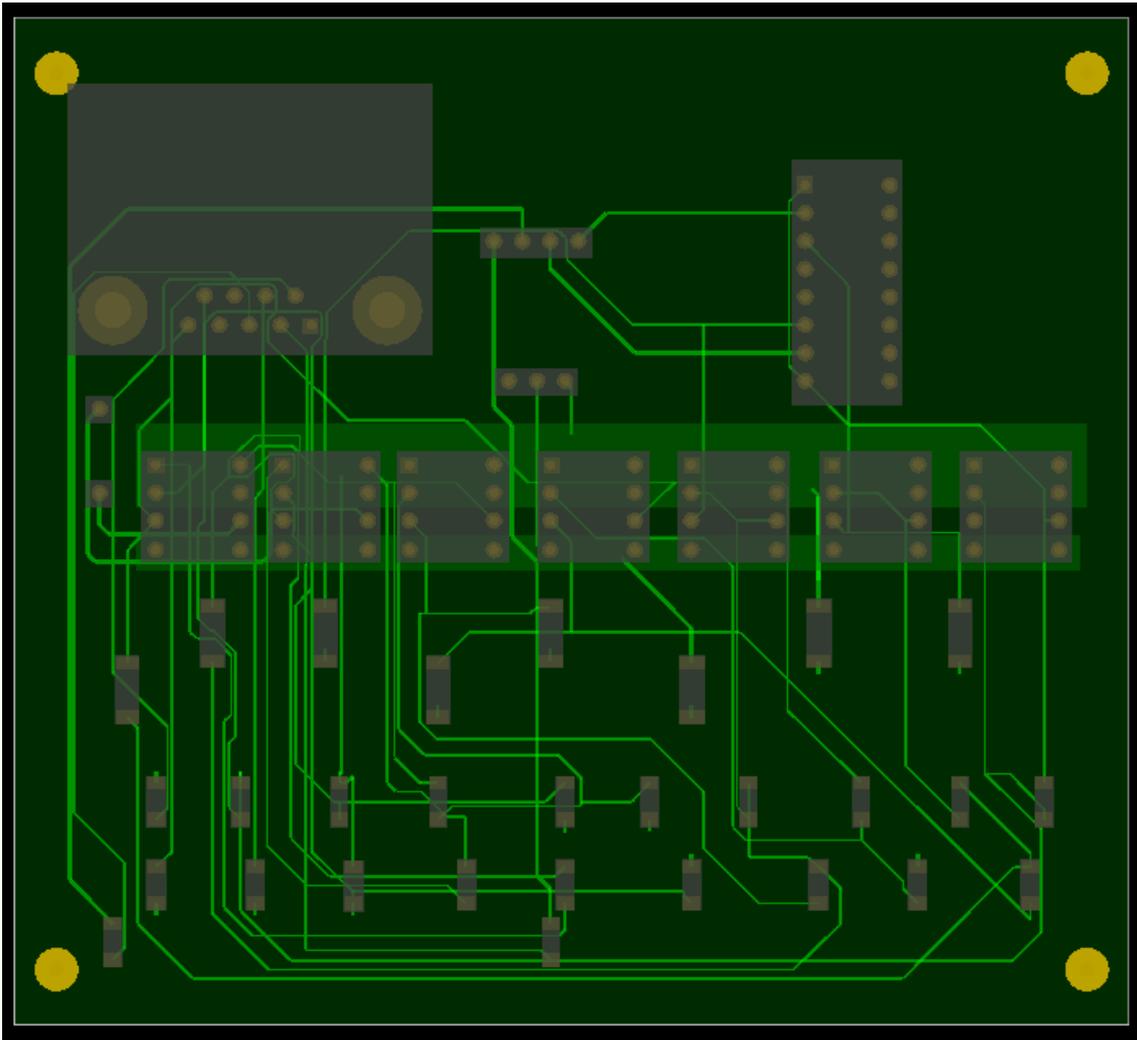


Figura 38. Vista 3D Top de la PCB.

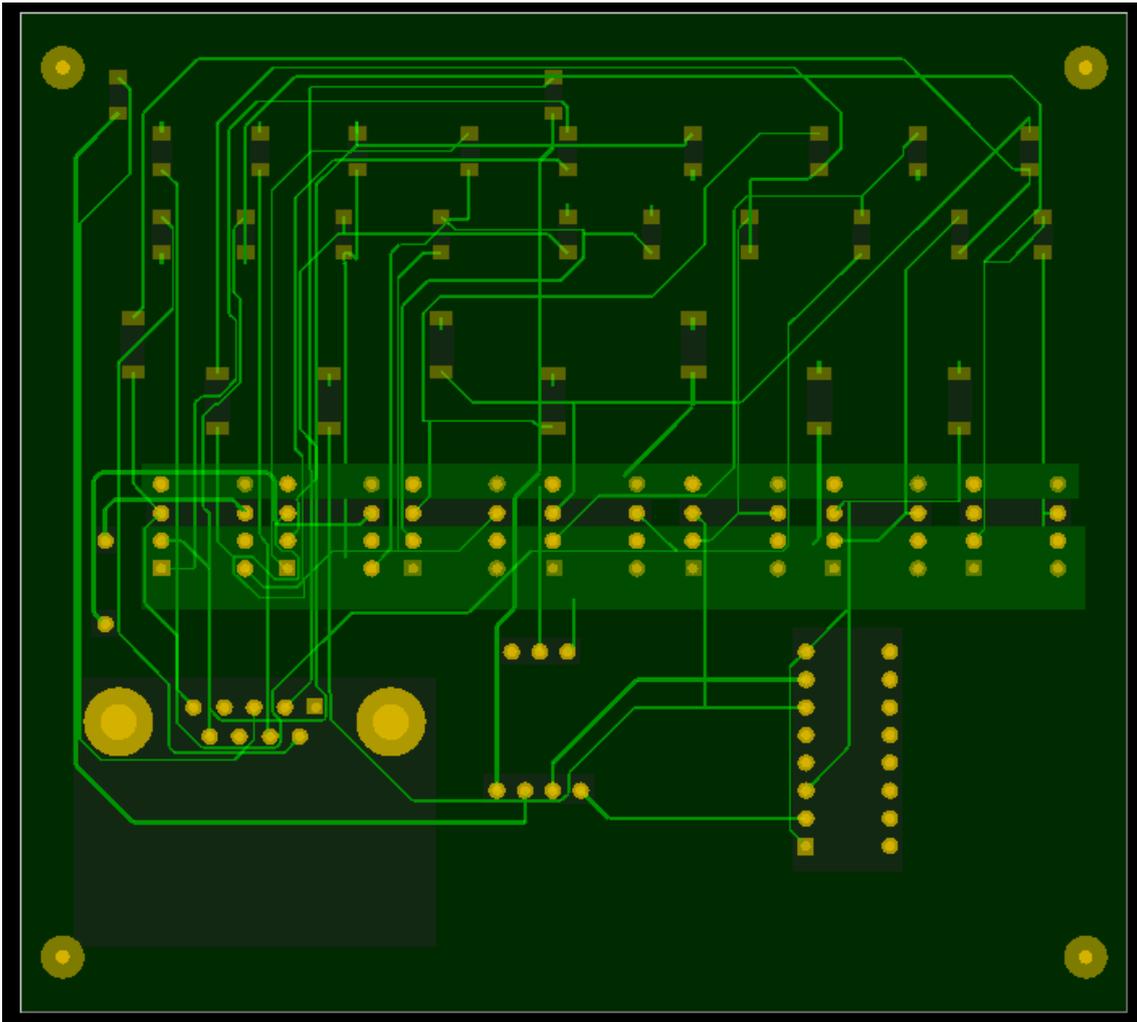


Figura 39. Vista 3D Bottom de la PCB.