Design and construction of a pulse oximeter.

Solibella Bencomo, Sergio Villazana*, Bruno Salas

Centro de Investigaciones en Bioingeniería, Facultad de Ingeniería, Universidad de Carabobo, Valencia, Venezuela.

Abstract.-

This work presents the design and construction of a prototype of a portable, simple, inexpensive and easy handling pulse oximeter, which is able to measure the arterial blood oxygen saturation SpO_2 (peripheral capillary oxygen saturation) and heart rate, important variables to be continuously and non-invasively monitored in patients in intensive care units. The response of the selected sensor was fitted to the SpO_2 calibration curve. Comparative tests of the performance of the oximeter developed in this work regarding a trade mark oximeter Mindray, Model Mec-1200 were performed. A maximum error of 2.06 % and 3.57 % for the parameters SpO_2 and heart rate, respectively, with respect to the Mec-1200 commercial equipment was obtained.

Keywords: oximeter; pulse; portable.

Diseño y construcción de un oxímetro de pulso.

Resumen.-

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 SpO_2 (saturación de oxígeno capilar periférico) 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 SpO_2. Se realizaron pruebas comparativas del desempeño del oxímetro desarrollado en este trabajo con respecto a un oxímetro comercial marca Mindray, Modelo Mec-1200. Se obtuvo un error máximo del 2.06 % y del 3,57 % correspondiente a los parámetros SpO_2 y ritmo cardíaco, respectivamente, con respecto al equipo comercial Mec-1200.

Palabras clave: oxímetro; pulso; portátil.

Recibido: Marzo 2016
Aceptado: Junio 2016

1. Introducción

Actualmente el monitoreo de parámetros como la frecuencia cardiaca y la saturación de oxigeno se ha convertido en una necesidad que se ha extendido mundialmente para el cuidado médico de pacientes. Estos parámetros proporcionan información acerca del estado del paciente, aun cuando este no puede expresarse por sí mismo, y cualquier desviación de los valores regulares de estos signos vitales puede significar que el paciente sufre algún tipo de problema o condición física anormal [1]. Son considerados signos vitales el ritmo cardíaco, la presión arterial, la temperatura y la frecuencia respiratoria; sin embargo, desde que en 1975 apareciera el primer oxímetro de pulso, la saturación de oxigeno se considera el quinto signo vital [2].

Con la finalidad de llevar a cabo el diseño y la construcción de este equipo, se realizó una investigación teórica de las variables biológicas de interés, sus definiciones, importancia y valoración, además se realizó un estudio exhaustivo del principio de funcionamiento en el que se

*Autor para correspondencia
Correo-e: svillaza@gmail.com (Sergio Villazana)

fundamentan los oxímetros comerciales. Se estudiaron los sensores existentes, sus componentes y características, con el fin de seleccionar el que más se adaptara al equipo, y fuese de fácil manejo. Luego se diseñó una etapa de acondicionamiento para amplificar y filtrar la señal entregada por el sensor. Finalmente, la señal acondicionada se procesó para obtener los niveles de SpO_2 y frecuencia cardiaca, los cuales se visualizan en una pantalla de cristal líquido (LCD).

2. Fundamentos teóricos

2.1. Hemoglobina

La hemoglobina es la proteína principal que transporta el oxígeno en la sangre, y cambia de color cuando se une al oxígeno. A través del uso de sensores que detectan los cambios de color en la sangre debido al movimiento de hemoglobina unida al oxígeno, los oxímetros de pulso pueden determinar la cantidad de oxígeno en la sangre midiendo una cantidad conocida como saturación de oxígeno (SpO_2), la cual es una medida del porcentaje de moléculas de hemoglobina unidas al oxígeno, parámetro de vital importancia cuando se requiere evaluar la función respiratoria de un paciente [1].

La hemoglobina consiste en proteínas globulares, presentes en los hematíes en altas concentraciones, que fijan oxígeno en los pulmones y lo transportan por la sangre hacia los tejidos y células que rodean el lecho capilar del sistema vascular. Al volver a los pulmones, desde la red de capilares, la hemoglobina actúa como transportador de CO_2 y de protones. Como se observa en la Figura 1, una molécula de hemoglobina consta de 2 pares de cadenas polipeptídicas; unión de aminoácidos, globina y 4 grupos prostéticos hemo. Los grupos hemo son átomos de hierro que se encuentran en interacción con proteínas globulares, sin ellos el plegamiento de las proteínas globulares sería incorrecto y no realizarían su función [3].

La principal función de la hemoglobina es el transporte del O_2 de los pulmones donde la presión es elevada hacia los tejidos donde es baja. A una presión de O_2 de 100 mmHg en los capilares pulmonares, el 98 % de la hemoglobina se combina con el O_2. En los tejidos donde la presión de O_2 puede descender hasta 20 mmHg el O_2 se disocia fácilmente de la hemoglobina; en este caso menos de 30 % del O_2 puede permanecer combinado con la hemoglobina. La hemoglobina reducida es hemoglobina que no posee moléculas de O_2. Cuando cada grupo hemo se asocia con una molécula de O_2, la hemoglobina corresponde a la oxihemoglobina [3].

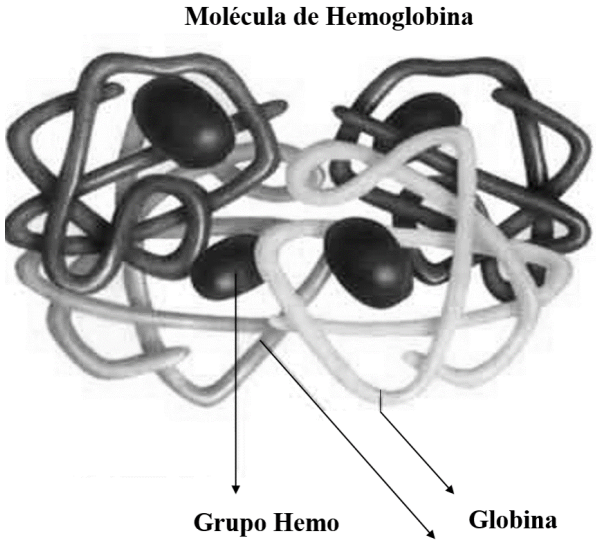

Figura 1: Molécula de Hemoglobina.

2.2. Oximetría

La oximetría es un término general que se refiere a la medición óptica de la saturación de oxihemoglobina en la sangre [4]. Este artículo se enfocará en la oximetría específicamente de pulso, la cual será descrita en la sección 2.4.

2.2.1. Oximetría y sus principios ópticos

Un espectrofotómetro mide la intensidad de la luz transmitida a través de una sustancia a una determinada longitud de onda. La fracción de luz absorbida a una cierta longitud de onda está dada por la absortividad o coeficiente de extinción de la sustancia. El coeficiente de extinción se puede graficar a varias longitudes de ondas como un espectro el cual es único para cada sustancia [4]. El espectrofotómetro posee un fotodetector, el cual convierte la intensidad de luz en corriente eléctrica. A una intensidad de luz dada transmitida a través de una sustancia se produce una

corriente eléctrica proporcional a dicha intensidad. Midiendo la intensidad de la luz incidente sobre un material representada por I_0 y midiendo la intensidad de luz transmitida a través del mismo material representada por I se puede determinar la transmitancia de la misma [4], la cual está definida por la ecuación (1).

$$T = I/Io \tag{1}$$

Debido a que cada molécula absorbe una proporción igual de luz, la absorbancia de la luz a través de la sustancia esta linealmente relacionada con la concentración de la misma [4]. Otro parámetro de interés es la absorbancia " A_t", la cual se obtiene a partir de la transmitancia medida según la ecuación (2).

$$A_t = -\ln(T) = -\ln(I/Io) \tag{2}$$

2.3. Leyes de absorción

La espectrofotometría está fundamentada en dos leyes principales, la ley de Lambert y la ley de Beer [5].

2.3.1. Ley de Lambert

Esta ley establece que la potencia de una radiación electromagnética monocromática que incide perpendicularmente en una superficie decrece exponencialmente con el espesor del medio atravesado. La radiación absorbida por el medio se representa por un parámetro conocido como absorbancia, definida en la ecuación (3) [5]:

$$A_l = \left(\frac{k_1}{2{,}3}\right) b \tag{3}$$

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. Esta expresión indica que la absorbancia es directamente proporcional al espesor del medio atravesado [5].

2.3.2. Ley de Beer

Por su parte, la Ley de Beer establece que la potencia de una radiación electromagnética monocromática que incide perpendicularmente sobre una muestra decrece exponencialmente con la concentración de la muestra. La radiación absorbida por el medio se representa por un parámetro conocido como absorbancia, definida en la ecuación (4) [5]:

$$A_b = \left(\frac{k_2}{2{,}3}\right) c \tag{4}$$

siendo c la concentración de la muestra, k_2 una constante de proporcionalidad y A_b la absorbancia determinada a través de la ley de Beer. Esta expresión nos indica que "la absorbancia es directamente proporcional a la concentración de la solución".

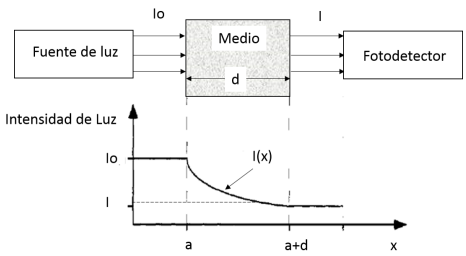

Figura 2: Ilustración de la Ley de Lambert-Beer.

2.3.3. Ley combinada de Lambert y Beer

Combinando la ley de Lambert y la ley de Beer, se obtiene lo que se conoce como la ley de Lambert-Beer que describe la atenuación de la luz que viaja a través de un medio uniforme que contiene una sustancia absorbente. La intensidad I de la luz que viaja a través del medio decrece exponencialmente con las distancias y está definida por la ecuación (5):

$$I = I_0 e^{-\varepsilon(\lambda)cd} \tag{5}$$

donde $\varepsilon(\lambda)$ es el coeficiente de extinción de la sustancia absorbente, λ es la longitud de onda, c es la concentración de la sustancia absorbente que es constante en el medio, y d es la longitud del camino óptico a través del medio. En la Figura 2 se observa la representación de la Ley de Lambert-Beer [4].

Las propiedades de la ley de Lambert- Beer son válidas incluso si hay más de una sustancia absorbente en el medio. Cada sustancia contribuye con su parte a la absorbancia total dando como resultado que la misma es la suma de las n-ésimas absorbancias presentes en el medio [4].

2.4. Oximetría de pulso

Un oxímetro de pulso irradia luz de dos longitudes de onda a través de una capa de tejido y mide la señal de la luz transmitida. El dispositivo opera con base en los siguientes principios físicos:

Propiedad Nro 1. La cantidad de luz absorbida es proporcional a la concentración de las sustancias que absorben.

La hemoglobina absorbe luz, la cantidad de luz absorbida es proporcional a la concentración de hemoglobina (Hb) en los vasos sanguíneos. En la Figura 3 se muestran dos (02) vasos sanguíneos del mismo diámetro, con diferentes concentraciones de hemoglobina (Hb); cada molécula de Hb absorbe cierta cantidad de luz, indicando que a mayor cantidad de Hb por unidad de área, mayor cantidad de luz es absorbida. Esta propiedad está basada en la Ley de Beer descrita anteriormente.

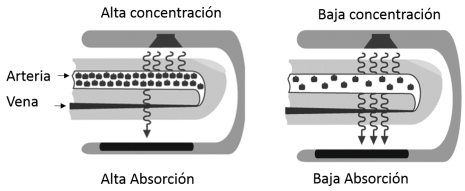

Figura 3: Ilustración de Propiedad Nro 1.

Al medir cuanta cantidad de luz alcanza al fotodetector, el oxímetro de pulso determina cuanta luz ha sido absorbida. A medida que haya mayor concentración de Hb en la zona que se está observando, mayor luz será absorbida.

Propiedad Nro 2. La cantidad de luz absorbida es proporcional a la longitud del camino de luz.

En la Figura 4 se muestran dos (02) bocetos de un dedo humano, ambas arterias tienen la misma concentración de hemoglobina por unidad de área (indicadas por un cuadro). Sin embargo, la arteria del dibujo de la derecha tiene un mayor espesor que la de la izquierda.

La luz emitida desde la fuente debe viajar a través de la arteria, debe recorrer un camino de menor longitud para el dedo de la izquierda y uno de mayor longitud para el dedo de la derecha; aunque la concentración de hemoglobina (Hb) es la misma en ambas arterias, la luz atraviesa mayor

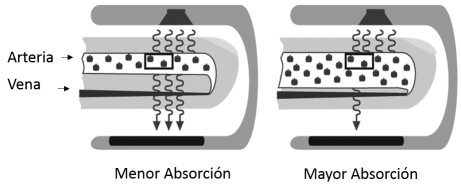

Figura 4: Ilustración de la Propiedad Nro 2.

volumen de Hb en la arteria de mayor espesor, ya que viaja a través de un camino más largo; por ende el medio absorbe mayor cantidad de luz. Esta propiedad es descrita por la Ley de Lambert.

Propiedad Nro 3. . La oxihemoglobina absorbe mayor cantidad de radiación infrarroja y la desoxihemoglobina absorbe mayor cantidad de radiación roja.

Se conoce como la concentración y la longitud del camino afectan a la absorbancia de la luz, adicionalmente el oxímetro de pulso hace uso de otra propiedad importante; la cual se basa en que la oxihemoglobina y la desoxihemoglobina absorben luz de diferentes longitudes de ondas de una manera característica. Un gráfico de la absorbancia de la oxihemoglobina y desoxihemoglobina para diferentes longitudes de ondas se muestra en la Figura 5.

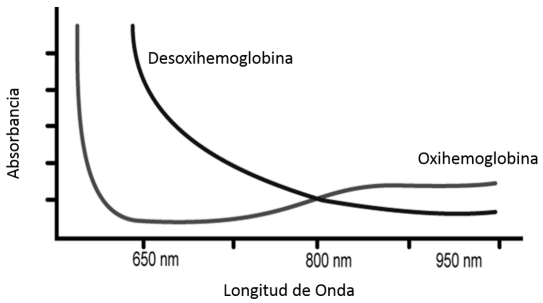

Figura 5: Absorbancia vs longitud de onda.

El oxímetro de pulso entonces utiliza dos (02) haces de luz de diferentes longitudes de onda para analizar la hemoglobina; un haz es la luz roja con una longitud de onda aproximadamente de 650nm, el otro haz es luz infrarroja con una longitud de onda de 950nm. Si se observa ahora la Figura 6 tomando en cuenta los valores de longitudes de onda empleados por el oxímetro de pulso, se

detalla que para valores infrarrojos la absorbancia de la oxihemoglobina es mayor que para valores de longitudes de onda menores.

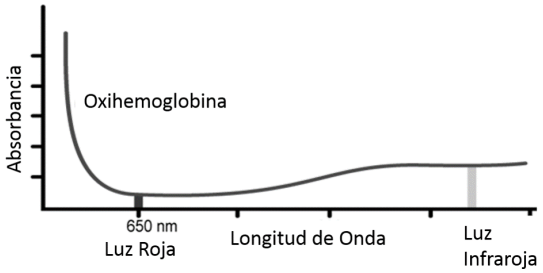

Figura 6: Absorbancia vs longitud de onda para la oxihemoglobina.

De forma similar empleando desoxihemoglobina se demuestra que dicho componente actúa de forma inversa que la oxihemoglobina en términos de absorbancia. Es decir absorbe mayor luz de longitud de onda roja que infrarroja, para el mismo rango de longitudes de onda tal como se observa en la Figura 7.

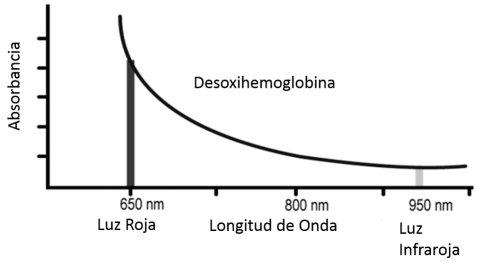

Figura 7: Absorbancia vs longitud de onda para la desoxihemoglobina.

El oxímetro de pulso opera determinando la saturación de oxígeno al comparar cuanta luz roja e infrarroja es absorbida por la sangre. Dependiendo de las cantidades de oxihemoglobina y desoxihemoglobina, la relación de luz roja absorbida se compara con la relación de luz infrarroja absorbida. Esta relación se detalla en las Figuras 6 y 7 como barras verticales de color gris y gris claro, para las longitudes roja e infrarroja, respectivamente.

2.5. La onda fotopletismográfica

La onda fotopletismográfica representa el cambio de volumen del flujo sanguíneo. Esta onda en un órgano o extremidad se ve afectada por muchas variables, por ejemplo la luz ambiental, ruido, niveles anormales de hemoglobina, función del ritmo y promedio del pulso cardíaco, movimiento no controlado del cuerpo, lo cual influye en el monitoreo y diagnóstico del paciente [4]. En una extremidad, como el dedo, la sangre arterial no es la única sustancia presente que absorbe luz; esto genera un inconveniente, debido a que el oxímetro de pulso solo debe analizar la sangre arterial, ignorando los efectos de la absorbancias de los tejidos circundantes. Un ejemplo de cómo los tejidos pueden interferir, se observa en la Figura 8, donde se muestran dos dedos, uno de mayor espesor que el otro. Los tejidos del dedo de menor espesor absorben solo una pequeña porción extra de luz, mientras que aquel de mayor espesor, absorbe una cantidad mayor. Sin embargo, el instrumento no tiene manera de determinar el espesor del dedo, y puede darse el caso de que este se equivoque, debido a que no puede diferenciar cuanta luz es absorbida por la sangre y por los tejidos circundantes.

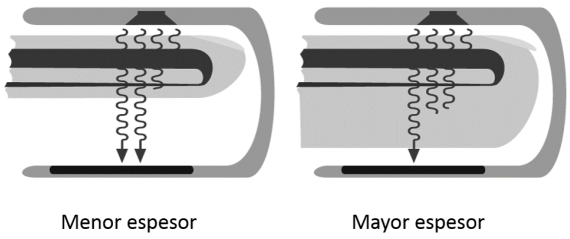

Figura 8: Comparación de la cantidad de luz absorbida para dedos de distinto espesor.

La solución a este inconveniente es simple, y se debe al hecho de que el oxímetro de pulso, persigue analizar únicamente la absorbancia de la sangre arterial, ignorando los efectos de los tejidos que la rodean. La sangre arterial es la única sustancia presente en la extremidad que presenta una absorbancia pulsante, como se detalla en la Figura 9; mientras que los restantes tejidos no cuentan con esta característica. Por ende cualquier absorbancia variable en el tiempo se debe a sangre arterial.

Por otro lado, cualquier absorbancia no variante, se produce por sustancias como la piel y otros tejidos "no pulsantes". La señal que llega enton-

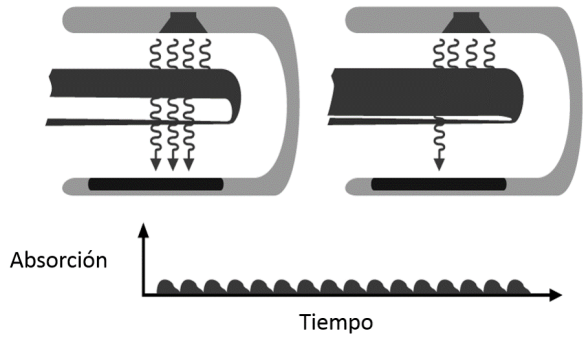

Figura 9: Absorbancia variante debido a la sangre arterial.

ces al oxímetro de pulso, es una combinación (suma) como se detalla en la Figura 10, de una absorbancia variante debido a la sangre arterial, y una absorbancia constante debida a la piel y otros tejidos.

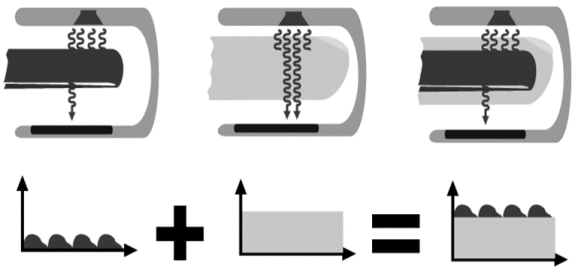

Figura 10: Absorbancia combinada de la sangre arterial y otros tejidos.

En este punto, el oxímetro aplica algoritmos matemáticos para extraer la señal de absorbancia pulsante de la señal total. En la Figura 11, se observa que la operación que debe efectuarse es una resta, llevada a cabo por el CPU del instrumento, entre la señal total y la absorbancia constante. Después de esta operación queda simplemente la absorbancia variante debido a la sangre arterial. La señal pulsante que representa a la absorbancia variante es de muy pequeña amplitud, típicamente esta señal está en el orden del 2 % de la señal total [4].

3. Metodología

La unidad principal del oxímetro de pulso, contiene una serie de circuitos electrónicos que cumplen con las siguientes funciones [6]:

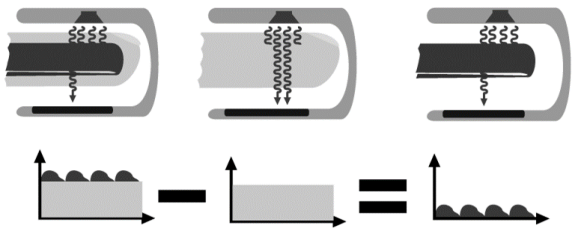

Figura 11: Resta de la señal de absorbancia constante a la señal total.

- Amplificación y conversión corriente a tensión de la señal del fotodetector.
- Separación de la componente pulsante que corresponde a la señal arterial.
- Amplificación de la señal fotopletismográfica.
- Conversión analógica – digital de las señales roja e infrarroja.
- Cálculo de la relación de absorbancia roja – infrarroja.
- Determinación de la saturación de oxígeno ($S\,pO_2$).
- Determinación del ritmo cardíaco.

A continuación se muestra un esquema del oxímetro de pulso donde se observan cada una de las etapas que lo constituyen como se observa en la Figura 12.

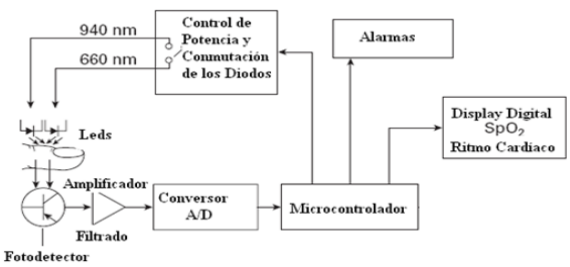

Figura 12: Diagrama de bloques simplificado del oxímetro de pulso.

3.1. Sensor o sonda del oxímetro

El sensor de un oxímetro de pulso consiste en dos LED's de longitudes de ondas específicas, y un fotodetector. Las longitudes de onda de los LED's se escogen en 660 nm y 940 nm, y el detector empleado es un fotodiodo. Este ensamblaje debe ser protegido de la luz ambiental para el rango de longitudes de onda en que el fotodiodo es sensible [4]. La disposición de estos componentes se observa en la Figura 13.

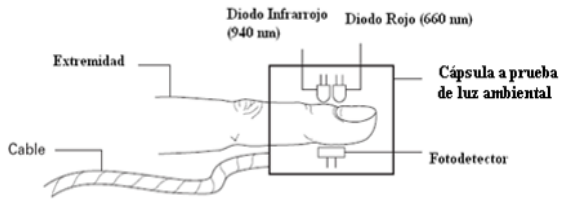

Figura 13: Componentes de un sensor de oxímetro de pulso.

3.2. Amplificación y conversión corriente a tensión de la señal del fotodetector

El amplificador empleado para convertir la corriente a la salida del fotodiodo en voltaje, se denomina convertidor corriente a tensión o amplificador de transimpedancia como se observa en la Figura 14, el circuito diseñado consta de 2 amplificadores de transimpedancia conectados a una etapa diferencial, cuyo diseño es el más comúnmente usado en los oxímetros de pulso. Puesto que la señal del fotodiodo es una corriente, es posible emplear diferentes entradas en configuración diferencial. Como estas corrientes van en diferentes direcciones, si las resistencias de realimentación son iguales, la amplitud de salida diferencial será el doble que para la configuración de un solo amplificador [4]. Al conectar la salida del convertidor corriente-tensión a una etapa diferencial, el ruido se verá como una señal de modo común a ambas entradas, por lo que esta última será reducida.

3.3. Separación de la componente de señal arterial

Se conoce que la señal pletismográfica tiene una componente DC debida a la absorbancia constante de tejidos huesos etcétera y una componente AC que corresponde a la señal arterial, la cual es la requerida para el cálculo de la saturación de oxígeno en la sangre. Se hace necesario eliminar la componente DC presente en la señal de tal modo de poder observar solamente la componente AC, y adicionalmente debe eliminarse cualquier perturbación producida por fuentes externas, tales como el ruido de línea (60 Hz), y de alta frecuencia. Para acondicionar la señal pletismográfica se diseñó un filtro pasabandas como se observa en la Figura 15 con realimentación múltiple, el cual posee las siguientes características: ganancia (A_o) de 1 V/V, frecuencia central (f_o) de 1,75 Hz, rizado de banda pasante permitido de 0 dB, ancho de banda pasante de 2,5 Hz, orden 4.

En la etapa de amplificación, se adecua la señal obtenida a la salida del filtro de acuerdo a los valores correspondientes necesarios para el uso del convertidor analógico-digital. El ADC típico de los microcontroladores PIC, opera comúnmente en un rango de 0 a 5 VDC. Para adecuarla al rango de 0 – 5V es necesario primeramente amplificarla y segundo añadirle una componente DC, de tal manera, de que el mismo tome únicamente valores positivos en el intervalo considerado. Esto, se obtiene mediante el uso de un amplificador sumador como el que se observa en la Figura 16, para este caso, no inversor. Posterior a la etapa de amplificación, las señales ya se encuentran adecuadas para ser muestreadas. La conversión analógica- digital es llevada a cabo por el microcontrolador serie PIC16F87X, que recibe la señal en cualquiera de sus entradas analógicas, y las convierte a un valor digital.

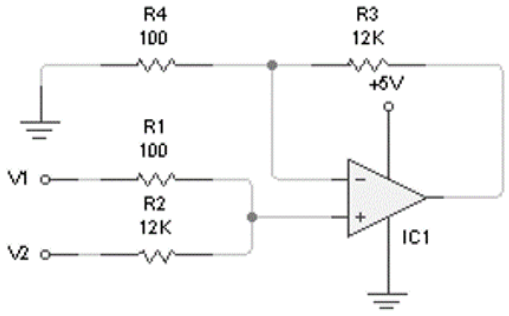

Figura 16: Amplificador sumador diseñado.

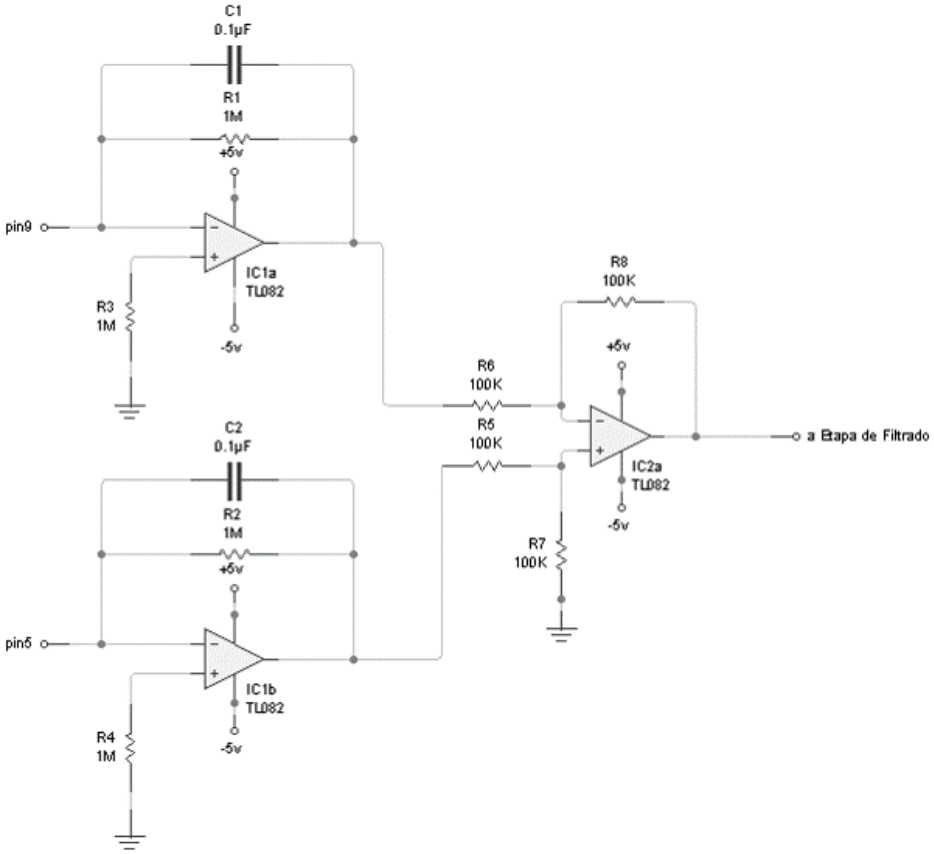

Figura 14: Amplificador de Transimpedancia diseñado.

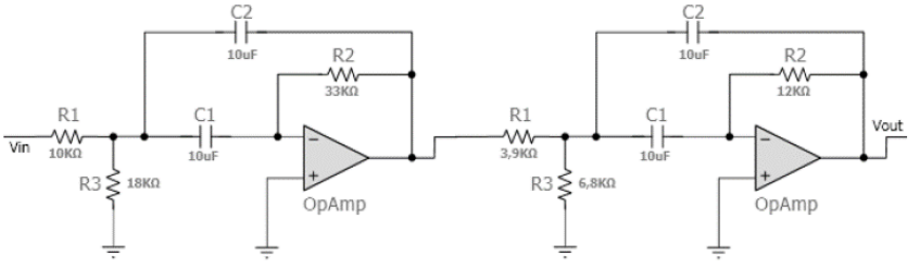

Figura 15: Filtro pasabandas diseñado.

3.4. Determinación de la saturación de oxígeno (SpO_2)

El fotodiodo del sensor de oximetría mide tres niveles lumínicos diferentes: la luz roja, la luz infrarroja y también la luz ambiente. El principio que permite que el oxímetro sea un "oxímetro arterial" o "de pulso", es que se basa en los valores medidos al momento de cada pulsación de la sangre arterial, ya que se supone que sólo la sangre arterial pulsa en el lugar de la medición, lo que se denomina el componente arterial (AC) pulsátil. La luz absorbida cambia al variar la cantidad de sangre en el lecho tisular y al modificarse las cantidades relativas de HbO_2 y Hb. La medición de los cambios en la absorción de la luz permite estimar la SpO_2 arterial y la frecuencia cardiaca. Además, existe el componente estático (DC), formado por los tejidos, el hueso, los vasos sanguíneos, la piel y la sangre venosa.

Al encontrar el máximo y el mínimo de la señal pulsátil detectada, tanto para la luz roja como para la luz infrarroja, corresponderán a las absorciones máximas y mínimas, las cuales al ser divididas entre sí, normalizan la transmisión

lumínica permitiendo calcular el cociente R, que determina el nivel de SpO_2 del paciente, lo que se muestra en la ecuación (6) [7]:

$$R = \frac{R_{Ab}}{I_{Ab}} \tag{6}$$

siendo, R_{Ab} el cociente entre la absorción máxima y mínima del led rojo e I_{Ab} el cociente entre la absorción máxima y mínima del led infrarrojo. Esta ecuación hace necesario emplear una "gráfica de regresión" para estimar la función existente entre el cociente R con la SpO_2. Dicha gráfica de regresión se determina empíricamente con los valores de saturación obtenidos de voluntarios humanos sometidos a diferentes pruebas, en las que se miden sus niveles de SpO_2 mediante el uso de otras técnicas como por ejemplo la gasometría [7]. La Figura 17 constituye la gráfica de regresión de un oxímetro de pulso obtenida por Aguirre [7].

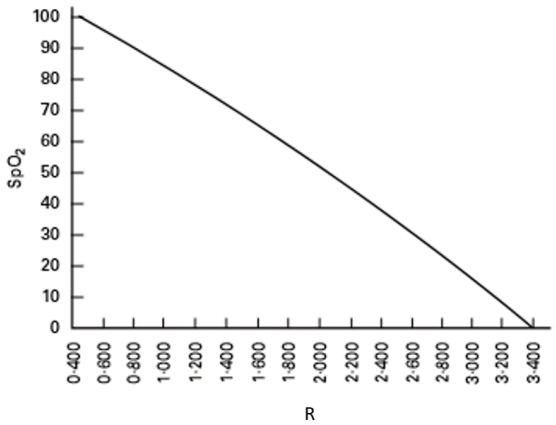

Figura 17: Gráfica de regresión del Oxímetro de pulso. Fuente: Aguirre [7]

Tomando algunos puntos de la gráfica representada en la Figura 17 y graficando SpO_2 vs. R se obtiene la curva de calibración del oxímetro de pulso a diseñar, la cual se observa en la Figura 18.

Una SpO_2 mucho menor al 90 % indica alguna afección grave; luego, no reviste de interés obtener valores más allá de los indicados en la tabla arriba. La linealización se realiza para procesar la señal con el uso de microcontrolador empleado, al linealizar se obtiene que la relación entre el SpO_2 y R ecuación (7).

$$SpO_2\,() = -25R + 110{,}33 \tag{7}$$

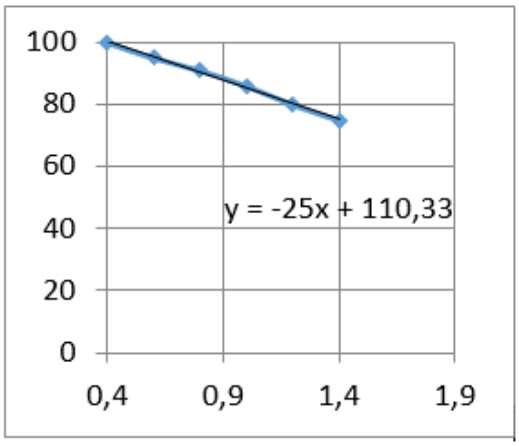

Figura 18: Curva de calibración del Oxímetro de pulso.

La SpO_2 estima el porcentaje de SaO_2 (saturación de oxígeno arterial) de la sangre arterial pulsátil, en la periferia de la piel, al medir la absorción de la luz de dos longitudes de onda y analizar el cociente R.

3.5. Determinación del ritmo cardíaco

El pulso cardiaco se determina acondicionando la señal AC pulsátil, de tal forma que detecte el nivel máximo del pulso, generándose así una señal rectangular, cuyo periodo es igual al ritmo cardíaco. Cada latido activará un temporizador que medirá el tiempo transcurrido entre dos latidos, dicho tiempo se proyectará a un minuto, lo que dará como resultado el número de pulsaciones cardiacas por minuto. Esto se logró, mediante el uso del circuito Schmitt Trigger (comparador regenerativo) en configuración no inversora como el que se muestra en la Figura 19.

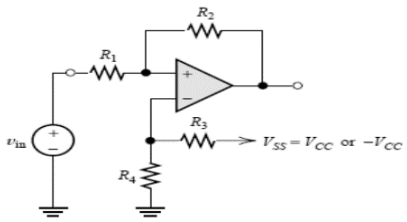

Figura 19: Comparador no inversor.

4. Validación del oxímetro de pulso

Una vez diseñado y montado todo el sistema que conforma al oxímetro de pulso construido, es necesario asegurarse del correcto funcionamiento del mismo. Para ello, se ha seleccionado al oxímetro comercial Modelo Mec-1200, Mindray para realizar pruebas comparativas entre ambos equipos. Las pruebas entre los dos dispositivos, se realizaron comparando los valores del ritmo cardíaco y de la saturación de oxígeno obtenidos por ambos equipos. Al analizar los resultados obtenidos al realizar esta prueba comparativa se obtuvo un error máximo del 2,06 % correspondiente al parámetro del SpO_2 y del 3,57 % para la frecuencia cardiaca; con respecto al Mec-1200. Sin embargo, en las pruebas se verifica que no existe una variación considerable respecto al oxímetro comercial, tomando en cuenta que la medida de un oxímetro comercial no es precisa, posee un error aproximado del 3 %, dependiendo del modelo del equipo [7].

5. Conclusiones

El oxímetro de pulso diseñado permitió monitorear la saturación de oxígeno en la sangre y el ritmo cardiaco. La calibración del instrumento se realizó de acuerdo a la curva de saturación de oxigeno versus el cociente R, y linealizada en el rango de interés para ser procesada por el microcontrolador. Las pruebas comparativas realizadas al oxímetro diseñado con respecto al modelo comercial Mec-1200 Mindray arrojó errores máximos del 2,06 % y del 3,57 % para la concentración de oxígeno y del ritmo cardiaco, respectivamente.

Referencias

[1] G. Patricia López-Herranz. Oximetría de pulso: A la vanguardia en la monitorización no invasiva de la oxigenación. *Revista Médica del Hospital General de México*, 66(3):160–169, 2003.

[2] Thomas A. Neff. Routine oximetry. A fifth vital sign? *Chest*, 94(2):227, 1988.

[3] Oscar Andrés Peñuela. Hemoglobina: una molécula modelo para el investigador. *Colombia Médica*, 36(3):215–225, 2005.

[4] J. G. Webster, editor. *Design of pulse Oximeters*. Medical Science Series. Taylor & Francis, 1997.

[5] R. Sandrea y A. Cordero. Diseño y construcción de un glucómetro. Trabajo Especial de Grado, Escuela de Ingeniería Eléctrica, Facultad de Ingeniería, Universidad de Carabobo, Valencia, Venezuela, 2006.

[6] J. Moyle. *Pulse Oximetry*. BMJ, 2 edition, 2002.

[7] Luis Aguirre V. Diseño y construcción de un oxímetro de pulso mediante la utilización de una plataforma de automatización momentum. Trabajo Especial de Grado, Departamento de Eléctrica y Electrónica, Escuela Politécnica del Ejercito, Sangolquí, Ecuador, 2007.