

EVALUACIÓN DE AMPLITUD Y FRECUENCIA MEDIANTE EL ACONDICIONAMIENTO DEL PULSO PLETISMOGRÁFICO Y POSTERIOR EXTRACCIÓN OXIMÉTRICA – FASE 2

AMPLITUDE AND FREQUENCY ASSESSMENT BY CONDITIONING THE PLETISMOGRAPHIC PULSE AND SUBSEQUENT OXIMETRIC EXTRACTION - PHASE 2

Olarte López N., J Sánchez Ramírez M. Orrego Muñoz C. y Echeverry Vásquez G.

Universidad Militar Nueva Granada, Facultad de Ingeniería, Tecnología en Electrónica y Comunicaciones,

Recibido :agosto 13 de 2018 Aceptado: diciembre 20 de 2018

RESUMEN

La señal pletismográfica permite cuantificar los cambios del volumen de sangre bajo parámetros de vasoconstricción y vasodilatación del diámetro venoso, para detectar posibles anomalías relacionadas con patologías pulmonares y sanguíneas. Por lo anterior, la investigación realizada tuvo como objetivo diseñar un prototipo no invasivo que permite extraer la medida de oximetría de pulso mediante el acondicionamiento electrónico de la señal pletismográfica. Para lo cual, se desarrolló un circuito que procesa la señal, la digitaliza en el tiempo y luego es parametrizada para ser muestreada, determinando su amplitud y establecer la cuantificación del dato de oximetría. Esto con el fin de proporcionar herramientas a mediano plazo como apoyo diagnóstico al especialista.

Palabras claves: Oximetría de Pulso, Pletismografía, Presión Sanguínea, Sensor, Señal, Acondicionamiento de señales.

ABSTRACT

The plethysmographic signal allows quantification of blood volume changes under parameters of vasoconstriction and vasodilation in the venous diameter to detect possible abnormalities related to pulmonary and blood pathologies. Therefore, the research carried out has the objective of designing a non-invasive prototype that allows the measurement of pulse oximetry by means of the plethysmographic signal electronic conditioning. For this, was developed a circuit that processes the signal, digitizes it in time and then is parameterized to be sampled, determining its amplitude and establishing the quantification of the oximetry data. This in order to provide tools in the medium term as diagnostic support to the specialist.

Keywords: Pulse Oximetry, Plethysmography, Blood Pressure, Sensor, Signal Conditioning..

1. INTRODUCCIÓN

Gracias a la detección de la medida de oximetría de pulso o SpO₂, se pueden identificar algunas patologías cardiacas graves como (SaludMedicinas, 2016): Síndrome de hipoplasia del ventrículo izquierdo, Atresia pulmonar (con pared o septo intacto), Drenaje venoso pulmonar total anómalo, transposición de las grandes arterias, atresia tricuspídea y tronco arterioso.

Dada la importancia de identificar de forma oportuna los niveles de oxígeno en la sangre y los cambios en el volumen de la misma, dichas mediciones son facilitadas mediante el método no invasivo de acondicionamiento de la señal pletismográfica.

Como primer aspecto se debe tener en claro cómo adquirirla y para esto existen procedimientos no invasivos usando dos emisores de luz y un receptor colocados a través de una capa pulsátil (Palacios M et al., 2010). Estos autores indican que es necesario tener en cuenta: probar el funcionamiento del sensor y del equipo, tipo de paciente (adulto o niño) y tipo de sensor con la edad del paciente, seleccionar sitio para colocar el sensor (dedo o lóbulo de oreja), no tener maquillaje o esmalte de uñas, colocar el fotodiodo emisor de luz (luz roja) sobre la superficie superior del dedo y el fotodiodo receptor (que no emite luz) en el extremo totalmente opuesto (en línea paralela) hacia el pulpejo del dedo o huella digital (Palacios M et al., 2010), cubrir el sensor si existe exceso de luz ambiental, piel seca en sitio de medición y en lo posible que el paciente se encuentre tranquilo y sin movimiento para obtener una lectura óptima.

En cuanto al acondicionamiento de la señal, existen autores que consideraron un sistema para digitalizar y llevar la señal a un sistema de cómputo para su procesamiento combinando hardware y software mediante un tablero con componentes electrónicos para captura y procesamiento de la señal, y por otro, visualizar la señal adquirida en una pantalla de cristal líquido para una mayor portabilidad y monitoreo (Havlík & Dvořák, 2010).

Como tercera fase, para la digitalización de la señal e implementar un sistema de captura eficiente y de bajo ruido, es importante considerar el consumo energético de la etapa de adquisición de señal y su susceptibilidad al ruido en relación a la señal por el contacto entre piel y sensor como lo sustentan los autores (Gubbi & Amrutur, 2015), quienes para la identificación de parámetros fisiológicos prefieren los sensores de baja potencia por su consumo mínimo siendo una técnica competitiva en el mercado.

Por lo anterior, y debido a la necesidad del diseño del prototipo, se tiene la siguiente pregunta de investigación: ¿Cómo evaluar la perturbación en amplitud y frecuencia de la señal pletismográfica digital en el tiempo?, poder resolver esta pregunta es importante, incluso cuando es necesario tener una señal en lo posible sin ruido para para detectar con herramientas diagnósticas enfermedades pulmonares a tiempo por el especialista.

Aquí se tratarán diferentes términos o conceptos determinantes en esta investigación.

Señal Electrofisiológica

Es la representación gráfica bidimensional del registro de la actividad eléctrica de ciertos órganos o partes del cuerpo humano en función del tiempo. Generalmente, el registro de la actividad eléctrica de una parte del cuerpo humano se lleva a cabo a través de un electrodo, el cual es un elemento conductor, normalmente metálico, que recibe o transfiere corriente eléctrica de un cuerpo al entrar en contacto con el mismo. (Paniagua, 2014).

Pletismografía

Es el método que mide los cambios de volumen de la sangre, mediante un diodo que emite haces de luz infrarroja y un foto-sensor. La sangre total es más oscura que el color rojo,

y cercana a la luz infrarroja que rodea los tejidos, el grado en el cual el haz de luz se atenúa, es proporcional a la cantidad de sangre presente (Ventura, 2015). Dentro de la caracterización de la onda, se deben tener en cuenta los siguientes dos comportamientos (Ver Figura 1 y 2): Pico sistólico y Pico diastólico, Vasoconstricción o disminución de diámetro venoso y vasodilatación o aumento del diámetro.

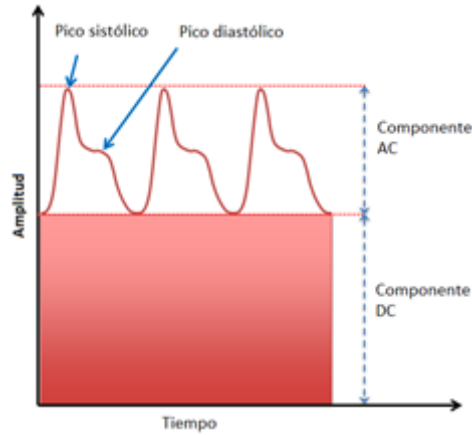


Fig. 1. Onda de Pletismografía. (Bhatt, 2016)

Por otro lado, en la siguiente Figura 2, el comportamiento de la onda de presión sanguínea mediante vasodilatación permite tener una amplitud mayor (menor presión sanguínea) comparado con el de la vasoconstricción (mayor presión sanguínea), determinantes en la valoración del dato de oximetría de pulso.

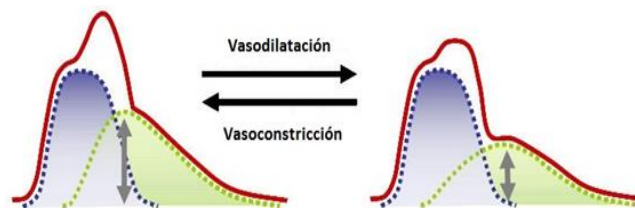


Fig. 2. Factor de Amplitud Onda de Pletismografía (BiolinkArg, 2011).

Oximetría de Pulso

Es la técnica que mide la saturación de oxígeno en la sangre de una persona. Usualmente se utiliza un oxímetro de pulso o técnica de pulso oximetría, que es un dispositivo médico no invasivo que se basa en la diferencia de absorción de luz entre la oxihemoglobina y la hemoglobina desoxigenada. (Enciclopedia Salud, 2011).

Evaluar la correlación entre la variación respiratoria en la presión del pulso arterial y la variación respiratoria en la oximetría de pulso pletismográfico es posible mediante la valoración de la amplitud (Ver Figura 3) de la onda resultante de esta señal (Florentin & Gil, 2010).

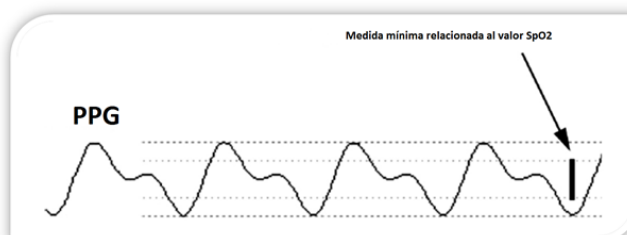


Fig. 3. Valor SpO2, en onda de pletismografía (Penna et al., 2009)

Lograr monitorear la oximetría es indispensable, ya que permite conocer particularidades en la función respiratoria, permitiendo la identificación y corrección tempranas de episodios de hipoxemia o disminución anormal de oxígeno (Mejía & Mejía, 2015).

COMPORTAMIENTO Y ADQUISICIÓN DE LA SEÑAL

Un pulsioxímetro ó oxímetro de pulso es un dispositivo sencillo que permite medir de manera precisa las pulsaciones detectando la cantidad de oxígeno en sangre. Cuando la sangre se oxigena al pasar por los pulmones, la hemoglobina (Hb) se transforma en oxihemoglobina (HbO₂), de modo que puede transportar el oxígeno. Los dos compuestos, hemoglobina y oxihemoglobina (Ver Figura 4), tienen diferentes niveles de absorción de las diferentes longitudes de onda de la luz (Ventura, 2015).

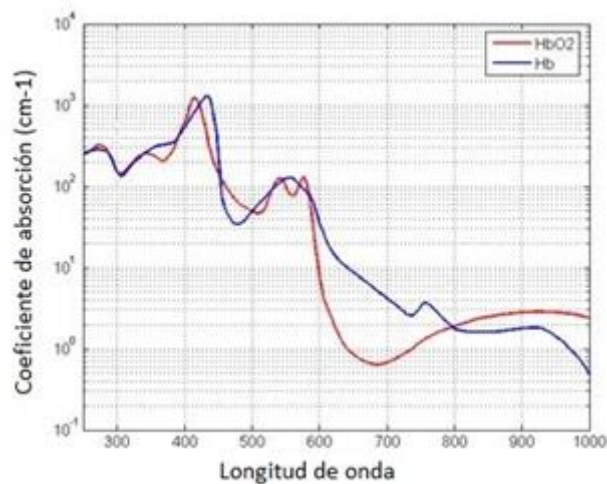


Fig. 4. Absorción de luz (Zhun, 2009)

Hasta los 600 nm aproximadamente, la diferente absorción es difícil de distinguir con un dispositivo simple, pero a partir de ese valor y especialmente entre los 650 nm (rojo) y los 950 nm (infrarrojo) la diferencia de comportamiento entre la oxihemoglobina y la hemoglobina es más sencilla de distinguir. Hasta los 800 nm aproximadamente, la hemoglobina absorbe más la luz (roja) y desde ese punto se invierte, siendo la oxihemoglobina la que absorbe más la luz (infrarroja) (Ver Figura 5) (Ventura, 2015). Basándose en el comportamiento frente a las diferentes longitudes de onda, se puede detectar la presencia o ausencia de oxígeno y con ella, lo que nos interesa en este artículo, el pulso.

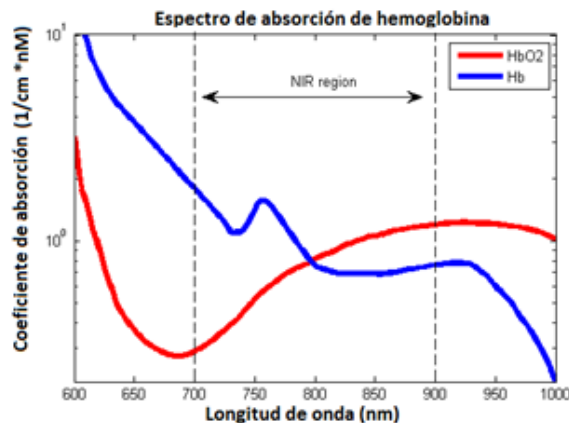


Fig. 5. Coeficiente de Absorción de Luz (Curtin, 2012)

La manera más precisa de medir la oxigenación es observar el comportamiento de la luz, de diferentes longitudes de onda, las cuales atraviesan una parte translúcida del cuerpo y que en un niño puede ser incluso la palma de la mano pero en un adulto será necesario observar el lóbulo de la oreja, bien irrigado pero translúcido, la nariz o un dedo.

En un dedo, el dispositivo para medir la presencia de sangre oxigenada emite una luz roja (Ver Fig. 6) y detecta la intensidad que atraviesa o se refleja según el método y posteriormente procede de la misma forma con luz infrarroja. En función de las diferentes intensidades absorbidas o reflejadas se puede establecer el nivel de oxígeno.

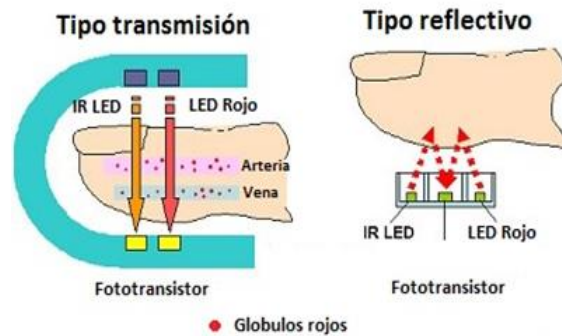


Fig. 6. Absorción y reflectancia de luz en la sangre (New Japan Radio Co JRC, 2017).

2. MATERIALES Y MÉTODOS

Para la captura de la señal, no fue necesario gestionar el aval del Comité de Ética, debido a que no se están manejando sujetos reales o vulnerables, sino al contrario se está adquiriendo la señal de forma electrónica mediante método no invasivo.

La fotopletismografía lograda a partir de medir y comparar la absorción de luz a través de un sensor, hizo necesario llevar a cabo un acondicionamiento en etapas de filtrado de la señal original.

Esta señal presentó ruido inherentemente debido a la baja magnitud de la misma. El filtrado fue realizado con el fin de lograr una señal utilizable que representa la frecuencia cardíaca de un paciente. En la señal original que se observa en la Figura 7, se muestra cómo una gran cantidad de ruido de alta frecuencia es visible, así como un desplazamiento en DC (Direct Current o Corriente Directa) que causa modificaciones en la altura o en el pico de la señal.



Fig. 7. Señal de pulso cardíaco sin filtro (National Instruments, 2016).

Para eliminar este ruido de alta frecuencia y el valor DC, fue necesario determinar donde se encuentra la señal deseada en el espectro de frecuencias. En primer lugar, se supone que el BPM (Beats Per Minute o Pulsaciones Por Minuto) de una persona promedio está

entre 60 y 100. Durante un estado de agitación propio de ejercitarse, se puede establecer que el promedio de ritmo cardíaco en un adulto aumenta considerablemente con un pico de aproximadamente 200 BPM.

La frecuencia de esta señal BPM sería entonces alrededor de 1 Hz para una frecuencia cardíaca en reposo y 3 Hz para una tasa de corazón activo (Sharma & Bundele, 2015). Un filtro pasa banda se utilizó para eliminar los componentes de la señal de fuera del rango de interés de 1 a 3 Hz.

La función de un filtro pasa banda es pasar frecuencias dentro de un cierto rango, y atenuar todas las otras frecuencias. La gama de frecuencias que permite extraer el filtro se denomina la banda de paso. Un filtro con una banda de paso de 1 Hz a 3 Hz permitió que la señal del ritmo cardíaco permaneciera a través de la adquisición y el resto del ruido de la señal fue rechazado.

A partir de esto se desarrollaron tres etapas principales dentro del circuito, la primera de adquisición a través de un sensor fotoreceptor y posteriormente dos etapas de filtrado de la señal implementando el uso de amplificadores operacionales (Ver Fig. 8).

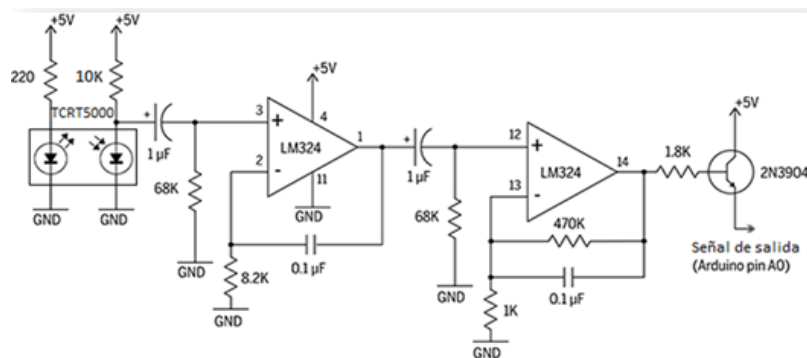


Fig. 8. Diseño final del circuito a partir de simulación. Fuente: Autor.

3. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Posterior a la implementación del diseño se realizaron diferentes pruebas en protoboard (Ver Figura 9) para verificar la visualización de la señal, inicialmente por medio de osciloscopio, luego por Matlab y por último monitor serie de Arduino.

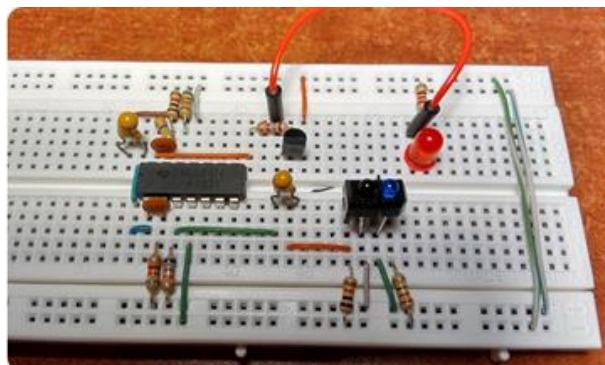


Fig. 9. Circuito implementando en protoboard. Fuente: Autor.

En la primera prueba realizada de visualización de la señal, se realizó una comparación con una señal sinusoidal a través del osciloscopio, esto permite diferenciar que por cada

ciclo de señal senosoidal, coincide también el periodo de onda de la señal pletismográfica y en los mismos ciclos por segundo (Ver Figura 10).

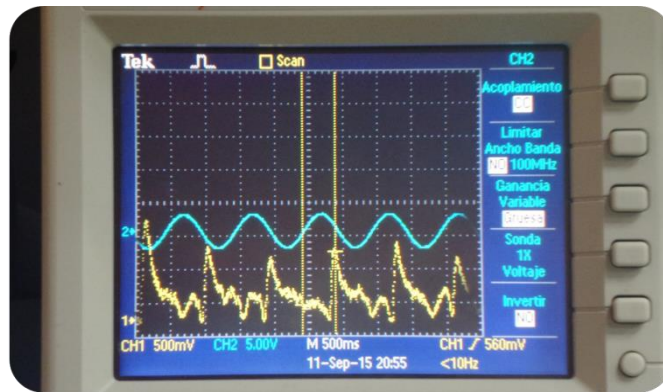


Fig. 10. Visualización en Osciloscopio. Fuente: Autor.

Por otro lado, para la prueba digital en el software Matlab los registros del sensor de pulso no fueron los deseados, pues mostraba niveles de picos que no eran adecuados en amplitud y en frecuencia, según el comportamiento del patrón de la señal pletismográfica (Ver Figura 11).

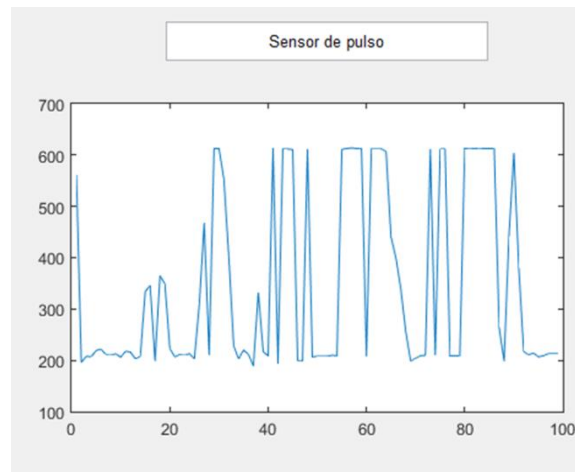


Fig. 11. Lectura de datos en Matlab. Fuente: Autor.

Por último, se llevaron a cabo pruebas en el monitor serie de Arduino Uno, plataforma electrónica que permite la visualización de señales en software, además de ser compatible con las entradas del circuito inicial implementado (Ver Figura 12).

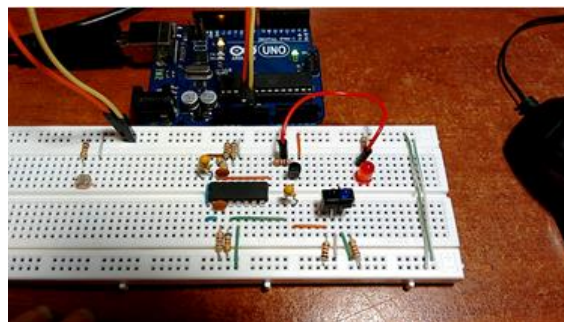


Fig. 12. Conexión a tarjeta Arduino. Fuente: Autor.

Para este último diseño, los resultados fueron más óptimos frente a Matlab, evidenciando que se tiene un comportamiento típico para amplitud, periodo y frecuencia de la señal en el tiempo (Ver Figura 13), identificando más fácilmente los picos característicos para la valoración de la amplitud de la señal, y posterior extracción oximétrica. Los últimos ciclos de la imagen desvanecen debido a la separación del contacto entre el dedo y el sensor de pulso.

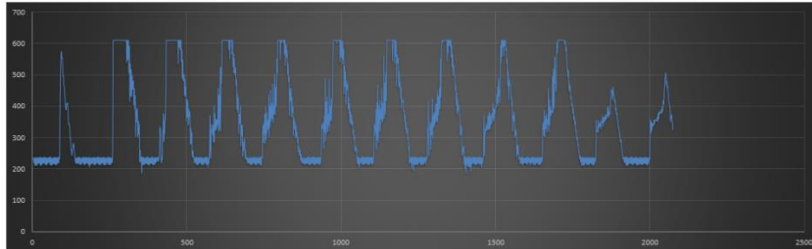


Fig. 14. Visualización monitor serie Arduino. Fuente: Autor.

Para identificar el dato de porcentaje de oximetría (Ver Tabla 1), se tuvieron en cuenta los niveles en el eje Y de amplitud o voltaje para el muestreo de la señal, típicamente desde 300 milivoltios hasta 600 milivoltios se consideró valores de porcentaje entre 90% y 100% (aunque en la práctica se maneja hasta 99%), inferiores a 90% hasta 86% (hipoxia leve), incluidas a partir 299 milivoltios hasta 220 milivoltios.

TABLA 1. VALORES DE AMPLITUD DE VOLTAJE VS PORCENTAJE DE DATO DE OXIMETRÍA

Valor de Amplitud	Porcentaje Dato Oximetría
600 milivoltios	100%
570 milivoltios	99%
540 milivoltios	98%
510 milivoltios	97%
480 milivoltios	96%
450 milivoltios	95%
420 milivoltios	94%
390 milivoltios	93%

milivoltios	
360 milivoltios	92%
330 milivoltios	91%
300 milivoltios	90%
280 milivoltios	89%
260 milivoltios	88%
240 milivoltios	87%
220 milivoltios	86%

Fuente: Autor.

Los valores en color gris, evidencian una disminución del porcentaje (inferior a 90%), lo que determinaría una hipoxia leve.

Dentro del estado de arte consultado no se encuentra un desarrollo orientado a generar un sistema de alerta, que empleado como herramienta co-diagnostica permita a un profesional médico determinar una anomalía en la saturación de oxígeno en la sangre (oximetría). Por lo cual se desarrolla una herramienta computacional que mediante la predicción de una red neuronal, determine si la señal de oximetría de pulso que ingresa a la red, es o no normal.

4. CONCLUSIONES

Se desarrolló un circuito por técnica no invasivas para la adquisición de la señal de Pletismografía de pulso y posterior extracción de oximetría. Así mismo, la etapa de filtrado de la señal influye de manera muy importante en la calidad de la señal de salida y en la eliminación del ruido de la misma.

A partir de la obtención de la señal pletismográfica con el esquemático implementado se pudo realizar la visualización de la misma mediante diversas herramientas, como lo son el osciloscopio, processing, un gráfico estadístico basado en los datos del monitor serie de Arduino, o la creación de un gráfico en Matlab, entre otras.

Dado que la medida de oximetría de pulso es un valor porcentual hallado mediante el diferencial entre la oxihemoglobina y la hemoglobina desoxigenada, se puede

parametrizar el código de Matlab y a la vez crear una interfaz gráfica de usuario para la completa visualización de los datos.

5. AGRADECIMIENTOS

A la Universidad Militar Nueva Granada por financiar el Proyecto de Iniciación Científica PIC-ING-2442. Así mismo al programa de la Tecnología en Electrónica y Comunicaciones TEC y Grupo de Investigación e innovación Tecnológica en Electrónica y Comunicaciones GI-iTEC junto al semillero Faraday por orientar y apoyar la investigación formativa en los estudiantes.

6. REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS

- Bhatt, R. (2016). Easy Pulse Plugin. Recuperado 10 de febrero de 2017, a partir de <https://hackaday.io/project/7177/logs>
- BiolinkArg. (2011). Complior Analyse - Conceptos Básicos de Presión Central. Recuperado 27 de febrero de 2017, a partir de <http://www.biolinkarg.com/complior-pessao-central-definicao/index.htm>
- Curtin, A. (2012). English: Absorption spectra of oxygenated hemoglobin (HbO₂) and deoxygenated hemoglobin (Hb) for Near-infrared wavelengths (NIR). Recuperado a partir de https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Oxy_and_Deoxy_Hemoglobin_Near-Infrared_absorption_spectra.png
- Enciclopedia Salud. (2011). Enciclopedia Salud: Definición de Oximetría. Recuperado 10 de febrero de 2017, a partir de <http://www.encyclopediasalud.com/definiciones/oximetria>
- Florentin, D., & Gil, E. (2010). Estimación y Evaluación de la Señal Respiratoria a partir de la Señal Fotopletismográfica de Pulso, Señal de Presión Arterial y Señal Electrocardiográfica. Universidad de Zaragoza, Centro Politécnico Superior.
- Gubbi, S. V., & Amrutur, B. (2015). Adaptive Pulse Width Control and Sampling for Low Power Pulse Oximetry. *IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems*, 9(2), 272-283. <https://doi.org/10.1109/TBCAS.2014.2326712>
- Havlík, J., & Dvořák, J. (2010). Laboratory kit for pulse oximetry. En 2010 3rd International Symposium on Applied Sciences in Biomedical and Communication Technologies (ISABEL 2010) (pp. 1-4). <https://doi.org/10.1109/ISABEL.2010.5702908>
- Mejía Salas, H., & Mejía Suárez, M. (2012). Oximetría de pulso. *Revista de la Sociedad Boliviana de Pediatría*, 51(2), 149-155.
- National Instruments. (2016). Build Your Own Heart Rate Monitor, Part 3 of 4: Hardware Design - National Instruments. Recuperado 10 de febrero de 2017, a partir de <http://www.ni.com/tutorial/14243/en/>
- New Japan Radio Co JRC. (2017). NJL5501R | New JRC introduces a reflective optical sensor the NJL5501R well suitable for Pulse Oximeter and Heart rate monitor. | Press Releases | New Japan Radio (New JRC). Recuperado 10 de febrero de 2017, a partir de <http://www.njr.com/products/press2013/NJL5501R.html>
- Palacios M, S., Álvarez G, C., Schönfeldt G, P., Céspedes G, J., Gutiérrez C, M., & Oyarzún G, M. (2010). Guía para realizar oximetría de pulso en la práctica clínica. *Revista chilena de enfermedades respiratorias*, 26(1), 49-51. <https://doi.org/10.4067/S0717-73482010000100010>
- Paniagua-Gutiérrez, Y. V. (2014). Base de datos de señales electrofisiológicas (Doctoral dissertation, Biomédica, Mecatrónica y Mecánica).
- Penna, G. L. de A., Rosa, P. A., Kurtz, P. M. P., Braga, F., Almeida, G. F., Freitas, M., Nobre, G. (2009). Comparison between respiratory pulse oximetry plethysmographic waveform amplitude and arterial pulse pressure variations among patients with and without norepinephrine use. *Revista Brasileira De Terapia Intensiva*, 21(4), 349-352.
- SaludMedicinas. (2016). Oximetría de pulso. Recuperado 27 de febrero de 2017, a partir de <http://www.saludmedicinas.com.mx/centros-de-salud/bebes/analisis-estudios-laboratorio/oximetria-pulso.html>
- Sharma, M. K., & Bundele, M. M. (2015). Design analysis of k-means algorithm for cognitive fatigue detection in vehicular driver using oximetry pulse signal. En 2015 International Conference on

- Computer, Communication and Control (IC4) (pp. 1-6).
<https://doi.org/10.1109/IC4.2015.7375629>
- Ventura, V. (2015). Funcionamiento del oxímetro-pulsómetro. Recuperado a partir de
<https://polaridad.es/monitorizacion-sensor-pulso-oximetro-frecuencia-cardiaca/>
- Zhun. (2009). English: Figure 1: The absorption spectra of HbO₂ and Hb. Recuperado a partir de
https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Figure_1-_The_absorption_spectra_of_HbO2_and_Hb.jpg