

COMPARACIÓN ENTRE DOS MODELOS DE SENSORES DE SPO2 Y UN SISTEMA EMBEBIDO COMERCIAL PARA LA MEDICIÓN DEL NIVEL DE OXÍGENO EN LA SANGRE

COMPARISON BETWEEN TWO MODELS OF SPO2 SENSORS AND A SYSTEM COMMERCIAL EMBEDDED FOR BLOOD OXYGEN LEVEL MEASUREMENT

Bryan Andre Montalvo Torres^{1*}

¹ Investigador externo. Carrera de Ingeniería en Electrónica y Automatización. Riobamba, Chimborazo Ecuador. ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-4341-3898>. Correo: bmontalvo140798@gmail.com

Axcel Ray Fuenmayor Roca²

² Investigador externo. Carrera de Ingeniería en Electrónica y Automatización. Riobamba, Chimborazo Ecuador. ORCID: <https://orcid.org/0000-0003-0812-6946>. Correo: axelray_7@hotmail.com

Diego Ramiro Ñacato Estrella³

³ Ingeniero en electrónica control y redes industriales, Magister en Sistemas de Control y Automatización Industrial. Docente de la Escuela Superior Politécnica de Chimborazo Ecuador. ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-7233-9076>. Correo: diego.nacato@esPOCH.edu.ec

William Geovanny Zavala Ruiz⁴

⁴ Investigador externo. Carrera de Ingeniería en Electrónica y Automatización. Riobamba, Chimborazo Ecuador. ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-9119-3834>. Correo: geova1609@hotmail.com

* Autor para correspondencia: bmontalvo140798@gmail.com

Resumen

En el presente artículo se realiza un análisis de funcionamiento y caracterización de sensores para la toma de medida del nivel de oxígeno en la sangre de los usuarios, así como también se toma en cuenta las características de software y hardware que estos pueden presentar. Se describe la forma en que trabajan los sensores de SpO₂ y las variables que intervienen en la medición de los niveles de oxígeno presentados. Se realiza una comparación visual y matemática de las mediciones que realicen estos dispositivos y el margen de error que pueden presentar entre las mediciones realizadas por un dispositivo embebido de medición de niveles de SpO₂, un Smartwatch comercial con dicha función integrada y un sensor de Arduino que requiere del desarrollo de programación y hardware para su puesta en funcionamiento.

Palabras clave: Oxímetro, SpO2, saturación de oxígeno, análisis, validación, funcionamiento.

Abstract

In this article, an analysis of the operation and characterization of sensors for the measurement of the level of oxygen in the blood of users is carried out, as well as the characteristics of software and hardware that they may present are considered. The way in which the SpO2 sensors work, and the variables involved in the measurement of the oxygen levels presented are described. A visual and mathematical comparison of the measurements made by these devices and the margin of error that may occur between the measurements made by an embedded device for measuring SpO2 levels, a commercial watch with said integrated function and an Arduino sensor that It requires the development of programming and hardware to put it into operation.

Keywords: Oxímetro, SpO2, saturación de oxígeno, análisis, validación, funcionamiento.

Fecha de recibido: 28/11/2022

Fecha de aceptado: 13/01/2023

Fecha de publicado: 26/01/2023

Introducción

El desarrollo de la electrónica ha provocado una continua evolución de la tecnología a nivel global, siendo parte de esto equipos médicos como los oxímetros de pulso, los cuales han cambiado su diseño para satisfacer nuevas necesidades, como lo es pasar de usar una interfaces y fuentes de alimentación ajenas al sensor para llevar a cabo su puesta en funcionamiento, a un dispositivo con interfaz y alimentación integradas haciéndolo así más accesible y de fácil aplicación, sin embargo, el principio de funcionamiento sigue siendo el mismo (Mendoza, 2021).

Actualmente existe gran variedad de equipos que presentan oxímetros además de aquellos con aplicaciones únicamente médicas, como lo son celulares, Smartwatch o Smartband, incluso presentaciones de sensores de oximetría de pulso independientes para el desarrollo de nuevos dispositivos, sin embargo, la única garantía de su correcto funcionamiento es la del desarrollador, por lo que a lo largo del presente artículo se busca comprobar si la variación en presentación de dichos sensores ha llegado a comprometer su funcionamiento, si estos presentan un margen de error que pueda comprometer el correcto diagnóstico de los usuarios sobre su propia salud.

De manera objetiva se busca comprobar que el funcionamiento de cada sensor sea correcto mediante una serie de datos medidos para analizar el porcentaje de error que puedan presentar el sensor independiente y el sensor integrado en un smartwatch en relación con un dispositivo embebido, así como también la calibración que debería realizarse en cada caso de ser necesario.

Es necesario comprender que el oxímetro indica de manera relativa la cantidad de oxigenación de la hemoglobina del usuario, ya que al ser un método no invasivo no puede comprobar la cantidad de oxígeno que llega a los tejidos.

SpO2 se denomina a la medición del porcentaje de saturación de oxígeno junto con la hemoglobina en la sangre arterial o “SaO2” realizada mediante un oxímetro.

La oximetría de pulso forma parte indispensable en la atención y diagnóstico de pacientes, y gracias a su sencilla aplicación y modo de operación no requiere de una capacitación más allá del método de encendido acompañada de la experiencia de los usuarios o tratantes en el área médica para la lectura de las variables que esta pueda presentar como saturación de oxígeno, frecuencia cardíaca o amplitud del pulso (Sánchez-Zurita, 2011).

SISTEMAS EMBEBIDOS PARA LA OXIMETRÍA DE PULSO

Los oxímetros permiten el monitoreo continuo de la saturación de oxígeno en los pacientes, lo que facilita la identificación temprana de enfermedades o diferentes condiciones médicas.

El modo de funcionamiento de un oxímetro es mediante la generación de luz de dos longitudes de onda diferentes, las cuales pasan a través del tejido y mide la variación de la luz emitida y la recibida, y a través de cálculos se generan los valores como la saturación de oxígeno en la sangre arterial.

El oxímetro se rige en función de tres propiedades físicas en función de las señales de luz emitidas:

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

La hemoglobina es un elemento capaz de absorber luz por lo cual, la cantidad de luz absorbida es proporcional a la cantidad de hemoglobina (Hb) presente en los vasos sanguíneos. En la Figura. 1 Se muestran dos vasos sanguíneos del mismo diámetro, pero con diferentes concentraciones de hemoglobina la cual, al poder absorber una cantidad de luz limitada, a mayor cantidad de hemoglobina por unidad de área, mayor es la cantidad de luz absorbida, siguiendo de esta manera la ley de Beer, la cual dicta que entre mayor sea la concentración de una muestra más va a decrecer la intensidad de luz a la que sea expuesta.

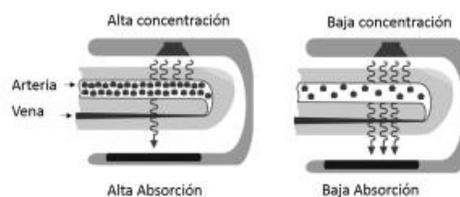


Figura 1. Representación gráfica de la propiedad No. 1

Al medir la cantidad de luz que alcanza al fotodetector, el oxímetro determina la cantidad de luz absorbida y mediante la relación entre la luz emitida y la recibida el dispositivo determina la saturación de oxígeno en la sangre.

La cantidad de Luz absorbida es proporcional a la longitud de onda de la Luz.

En la Figura 2 se muestran dos bocetos de un dedo humano con diferente diámetro de arterias, pero con la misma concentración de hemoglobina por unidad de área, esto descrito de manera gráfica como un espacio dentro de la figura del dedo.

La luz emitida 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 ambas arterias presenten la misma concentración de hemoglobina (Hb), la luz atraviesa un volumen mayor de hemoglobina en la arteria de mayor espesor, por lo que, al presentarse mayor volumen de hemoglobina mayor será la cantidad absorbida de luz. Esta propiedad es descrita se rige a la ley de Lambert, la cual dicta que la pérdida de la cantidad de luz es proporcional al medio en el que se encuentra siendo directamente afectada por la intensidad de la luz y la longitud que esta tenga que recorrer.

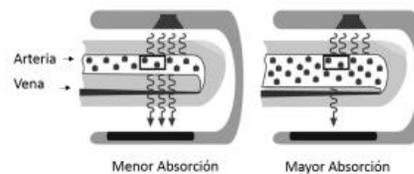


Figura 2. Representación gráfica de la propiedad número 2.

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

Un gráfico de la absorbancia de la oxihemoglobina y desoxihemoglobina para diferentes longitudes de ondas se muestra en la Figura 3.

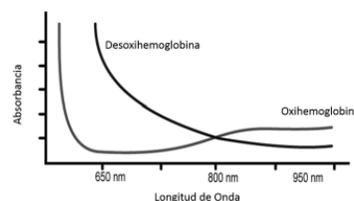


Figura 3. Absorbancia vs longitud de onda.

El oxímetro utiliza dos haces de luz de diferentes longitudes de onda para analizar la hemoglobina; el primer haz es de luz roja con una longitud de onda cercana a los 650nm, mientras que el otro haz es de luz infrarroja con una longitud de onda cercana a los 950nm. Como se presenta en la Figura 4 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.

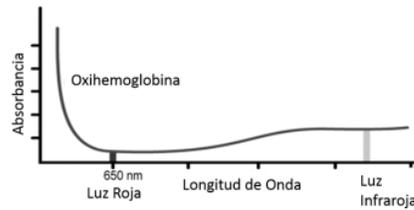


Figura 4. Absorbancia vs longitud de onda para la oxihemoglobina.

Mientras que con la desoxihemoglobina se demuestra que dicho componente absorbe mayor luz de longitud de onda roja que infrarroja, para el mismo rango de longitudes de onda.

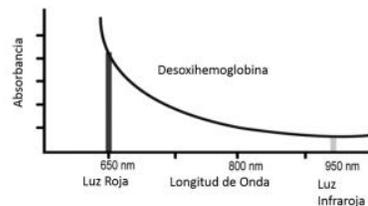


Figura 5. Absorbancia vs longitud de onda para la desoxihemoglobina.

Dependiendo de las cantidades de oxihemoglobina y desoxihemoglobina, la relación de luz roja absorbida se compara con la relación de luz infrarroja absorbida (Bencomo et al., 2016).

Los oxímetros emiten de manera alternada los pulsos de luz con las longitudes ya mencionadas (650 nm y 950 nm), luego procede con el análisis respectivo acorde a las propiedades ya mencionadas. El dispositivo es colocado en el paciente.

El oxímetro presenta en un extremo los receptores de luz o fotodetectores y en el otro el generador de dichas señales, el fotodetector convierte la señal recibida en señales eléctricas y las procesa mediante un microprocesador, es decir, es necesario de la parte de hardware como de software para realizar el análisis correcto de la señal, midiendo las componentes de absorción variable y fija de ambas longitudes de onda (roja e infrarroja).

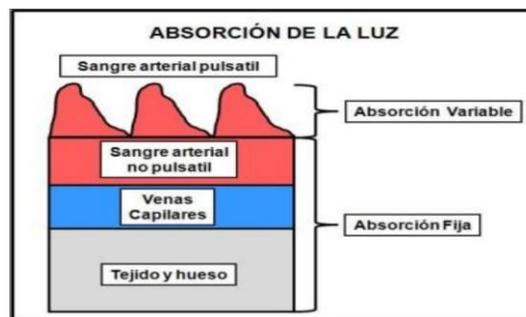


Figura 6. Absorción de luz en tejidos humanos

Las partes de absorción variable y fija se dan debido a la naturaleza pulsátil de la sangre arterial. Como se ve en la Figura 6, donde se puede observar que la absorción de la luz se da de manera variable en la sangre arterial y de manera fija en el resto de los elementos que se puedan presentar como lo es la propia sangre arterial no pulsátil, venas, tejido óseo, etc (Gallardo et al., 2019).

SISTEMAS EMBEBIDOS PARA LA OXIMETRÍA DE PULSO

Los dispositivos embebidos utilizados para la medición de oxígeno constan de diversas características para su aplicación en ambientes médicos, enfocándose en objetivos claros como lo es el paciente y el ambiente donde será aplicado.

De esta manera se presentan diversas características según el área de enfoque:

Comodidad para los pacientes:

- Acople simple, diseño ergonómico y disminución máxima de peso en los materiales de fabricación para el confort del usuario.
- Capacidad de uso independiente del resto de equipamiento interno del área de tratamiento para evitar contacto innecesario con posibles patógenos concurrentes en el área médica.
- Enfoque en el tipo de piel del usuario del sensor, ya que esta puede presentar algún tipo de alergia al material de diseño o posibles adhesivos utilizados.

Simplificación del flujo de trabajo clínico:

- La iluminación LED utilizada, presenta mayor facilidad de medición en personas de tez oscura o áreas del cuerpo que presenten mayor cantidad de pigmentación.
- Diversidad en las dimensiones del dispositivo para facilitar la aplicación en personas de diferentes edades y contextura.
- Medición de SpO₂ dual, es decir, se simplifica solo se requiere enchufar para comenzar las mediciones (Rana et al., 2021).

Materiales y métodos

Los dispositivos a los que se procederá a realizar la validación, serán un sensor desarrollado por Arduino enfocado a medir la oximetría de pulso, un Arduino para el control y lectura de datos del sensor mencionado, un Smartwatch Amazon Fit GTR 3 el cual tiene integrado en su parte inferior un sensor Biotracker 3.0 y un Finger Pulse Oximeter, el cual es un dispositivo médico embebido, es decir, desarrollado con la única finalidad de medir los niveles de SpO₂ y la frecuencia cardíaca del usuario.

Sensor pulse sensor o sensor de pulso

Es un sensor de frecuencia cardíaca plug-and-play para Arduino como se muestra en la Figura 7. Puede ser utilizado tanto por usuarios que busquen experiencia o aplicaciones específicas como por dispositivos móviles que deseen incorporar fácilmente datos de frecuencia cardíaca en vivo en sus proyectos. Consta de un circuito

amplificador óptico integrado y un sensor de circuito de eliminación de ruido para mejorar la respuesta entregada.

Trabaja con una alimentación a 5 voltios y 4 mA, características que vienen integradas en la placa de desarrollo Arduino, su cableado de señal vienen con terminales estándar, por lo que no requiere adaptaciones o soldaduras. También consta con un led emisor y un sensor receptor de intensidad (Bolaños, 2018).



Figura 7. Sensor pulse sensor.

Smartwatch Amazon Fit GTR PRO

Es un reloj inteligente que incorpora el sensor BioTracker 3.0 PPG como se ve en la Figura 8 que dispone de seis fotodiodos y dos LEDs, los dispositivos permiten al usuario medir su frecuencia cardíaca, el nivel de oxígeno en sangre, la calidad de sueño o el nivel de estrés que padecen, aspectos clave en la vida diaria de cualquier persona (Alor-Hernandez et al., 2022).



Figura 8. Smartwatch Amazon fit GTR 3 pro con sensor BioTracker 3.0.

Arduino UNO

Arduino es una plataforma de creación de electrónica como se ve en la Figura 9 de código abierto, la cual está basada en hardware y software libre, flexible y fácil de utilizar para los creadores y desarrolladores. Esta plataforma permite crear diferentes tipos de microordenadores de una sola placa a los que la comunidad de creadores puede darles diferentes tipos de uso (Documentation, 2015).



Figura 9. Arduino UNO.

Finger Pulse Oximeter

Es un dispositivo comercial embebido, enfocado en la medición de los niveles de saturación de oxígeno en la sangre y la frecuencia cardiaca a través de la medición de la hemoglobina presente en la sangre arterial. Es un método no invasivo, el cual genera dos ondas de luz roja e infrarroja con sus respectivas longitudes de onda 650 nm y 950 nm, teniendo en su estructura el emisor y receptor de ondas, así como también el microcontrolador encargado de procesar la diferencia entre las señales recibidas (Mar Cornelio, 2019). Normalmente se coloca en el dedo índice de la mano, como se ve en la Figura 11. Sin embargo, se puede utilizar en cualquier parte del cuerpo donde llegue sangre arterial (Newcombe & Merino Soto, 2006).

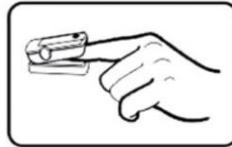


Figura 10. Finger Pulse Oximeter.

Método de intervalo de confianza para una proporción

Para que la comparación y validación de los dispositivos con sensores de SpO₂ sea verificable y de confianza es necesario tener en cuenta cuantas muestras deben ser tomadas para el cálculo del error relativo y error absoluto, lo cual debe de hacerse siguiendo propiedades estadísticas en función del porcentaje de error que puedan presentar los dispositivos regidos a alguna norma (Mar et al., 2020).

Por tanto, para conocer cuantas muestras deben ser tomadas se aplicará el método de intervalo de confianza para una proporción teniendo en cuenta que el porcentaje de error que delimita el funcionamiento de los oxímetros según la norma ISO 80601-2-61: 2011, que como se puede observar en la Figura 10, es de hasta 4%. Por lo cual:

Tipo de sonda	Intervalo de SaO ₂	Precisión de SpO ₂ (RMS)
Pulsioxímetros Nihon Kohden	80 - 100 %	2 % o menos
	70 - 80 %	3 % o menos
ISO 80601-2-61: 2011	70 - 100 %	4 % o menos

Figura 11. Criterios de precisión para la medición de SpO₂.

Al presentarse ya el margen de error en el que puede trabajar un oxímetro, es necesario conocer a través cálculos la cantidad de muestras que deben ser tomadas. Este proceso se lleva a cabo a continuación (Newcombe & Merino Soto, 2006):

Sabiendo que:

n: Numero de muestras requerido

P: Proporción muestral

Z: Margen de error

Teniendo en cuenta que debido a que el sensor cuenta con un 99% fiabilidad según la tabla de distribución normal (Tabla Z), $Z = 2.58$:

$$Z * \left(\sqrt{\frac{P*(1-P)}{n}} \right) \leq E \quad (1)$$

$$2.58 * \left(\sqrt{\frac{0.60*(1-0.60)}{n}} \right) \leq 0.04 \quad (2)$$

$$n \geq 239.63 \quad \rightarrow \quad n \geq 240 \quad (3)$$

Diseño del medidor de SpO2 con Arduino

Para poder probar las mediciones del sensor de la marca pulse sensor el cual cuenta con tres pines uno de alimentación con un voltaje de 5 volt, otro de tierra y un pin analógico por donde se envían los datos medidos de Spo2 se utilizó un Arduino uno el cual se conectó por medio de un cable serial al computador para él envío de datos de las mediciones donde se procedió a tomar medidas y realizar graficas correspondientes mediante el software IDE de Arduino.

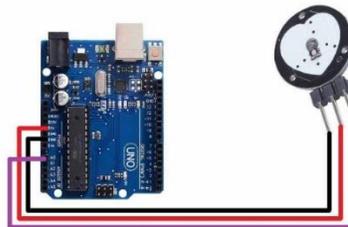


Figura 12. Conexión de pulse sensor con Arduino UNO.

El módulo del sensor de pulso tiene una luz que ayuda a medir la frecuencia del pulso. Cuando el dedo es colocado sobre el sensor de pulso, la luz reflejada cambiará en función del volumen de hemoglobina que presente la sangre dentro de los vasos sanguíneos capilares. Esta variación en la transmisión y reflexión de la luz se puede obtener como un pulso de la salida del sensor de pulso. Este pulso se puede acondicionar para medir los latidos del corazón y luego programarse en consecuencia para leer como conteo de latidos del corazón usando Arduino (Cornelio et al., 2021).

Comparación entre dos modelos de sensores de spo2 y un sistema

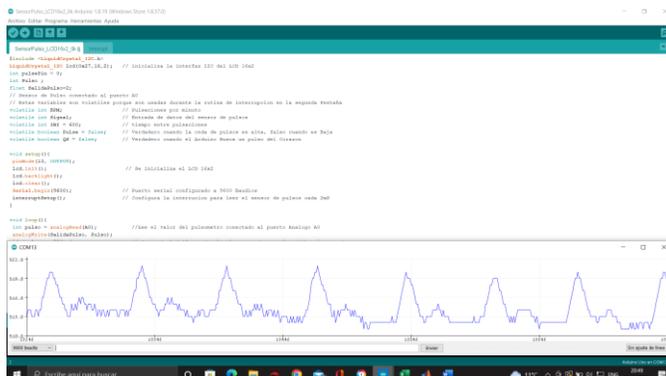


Figura 13. Gráfica de la frecuencia cardiaca medida con pulse sensor.

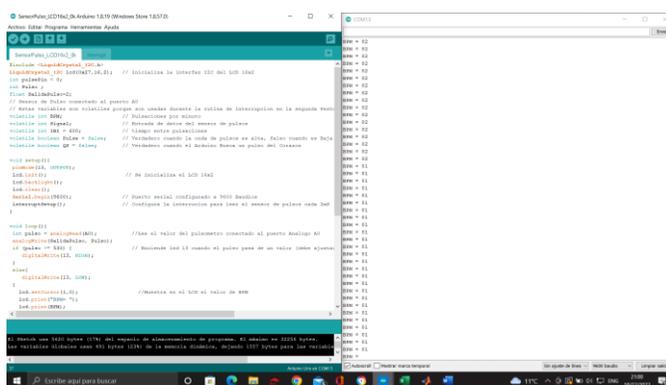


Figura 14. Medición del nivel de oxígeno en sangre con el sensor Pulse Sensor.

Resultados y discusión

Tabla 1. Datos de las mediciones realizadas con el sensor de Arduino vs el sensor SpO2.

Datos	Sensor Arduino	Sensor SpO ₂	Error Absoluto	Error Relativo
1	83	84	1	1,1905
2	87	88	1	1,1364
3	87	90	3	3,3333
4	85	85	0	0,0000
5	84	86	2	2,3256
6	83	84	1	1,1905
7	80	82	2	2,4390
8	86	84	2	2,3810

Comparación entre dos modelos de sensores de spo2 y un sistema

9	82	82	0	0,0000
10	85	83	2	2,4096
□	□	□	□	□
230	73	72	1	1,3889
231	74	74	0	0,0000
232	77	76	1	1,3158
233	72	72	0	0,0000
234	73	72	1	1,3889
235	89	90	1	1,1111
236	74	70	4	5,7143
237	65	66	1	1,5152
238	66	66	0	0,0000
239	70	69	1	1,4493
240	74	71	3	4,2254
Porcentaje de Error				1,9843
Total				0,0198

Tabla 2. Datos de las mediciones realizadas con el sensor del Smartwatch vs el sensor SpO2.

Datos	Sensor Smartwatch	Sensor SpO ₂	Error Absoluto	Error Relativo
1	83	84	1	1,1905
2	88	88	0	0,0000
3	89	90	1	1,1111
4	84	85	1	1,1765
5	86	86	0	0,0000
6	83	84	1	1,1905
7	80	82	2	2,4390
8	85	84	1	1,1905
9	82	82	0	0,0000
10	85	83	2	2,4096
□	□	□	□	□
230	71	72	1	1,3889
231	74	74	0	0,0000
232	75	76	1	1,3158
233	72	72	0	0,0000
234	72	72	0	0,0000
235	91	90	1	1,1111

Comparación entre dos modelos de sensores de spo2 y un sistema

236	71	70	1	1,4286
237	66	66	0	0,0000
238	66	66	0	0,0000
239	67	69	2	2,8986
240	72	71	1	1,4085
Porcentaje de Error				0,6859
Total				0,0069

La relación entre la cantidad de medidas realizadas y el valor correspondiente a cada una es comprobada de manera gráfica en las figuras 14, 15 y 16, facilitando de esta manera el análisis del comportamiento del sensor comercial de Arduino y el Smartwatch Amazon – fit utilizado.

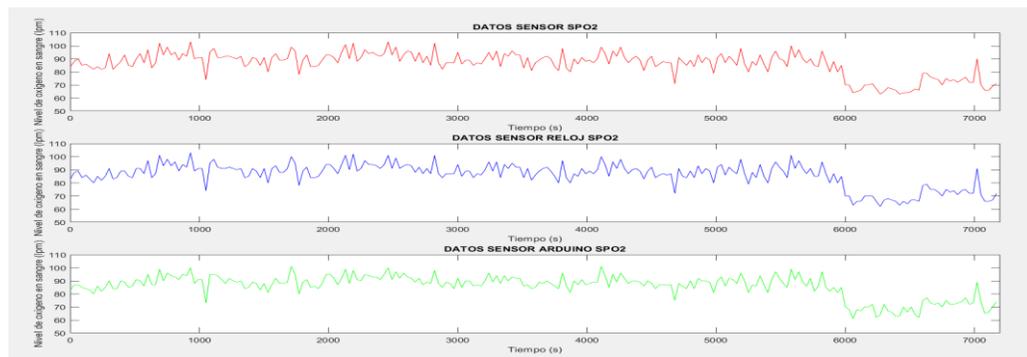


Figura 15. Gráficas de los datos del nivel de spo2 (Ipm) vs el tiempo de los tres sensores.

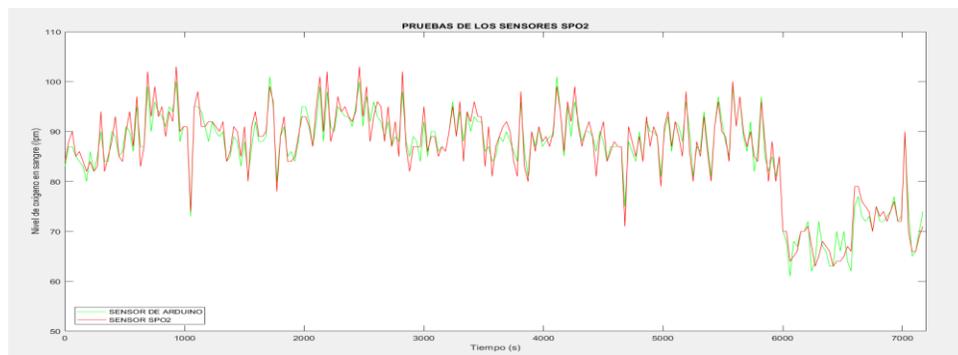


Figura 16. Gráficas de los datos del nivel de spo2 (Ipm) vs el tiempo del sensor de Arduino comparado al sensor de SpO2

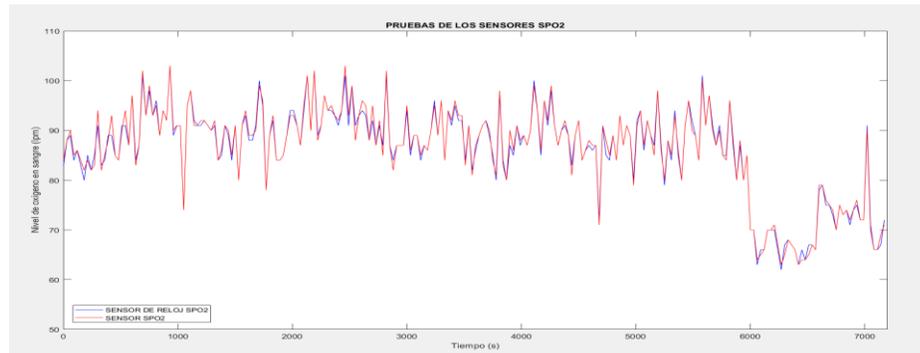


Figura 17. Gráficas de los datos del nivel de spo2 (Ipm) vs el tiempo del sensor de Smartwatch comparado al sensor de SpO₂.

Para la comprobación del sensor de SPO2 de Arduino y el sensor del Smartwatch, se tomaron 240 medidas al mismo tiempo con el dispositivo embebido comercial (Fingertip Pulse Oximeter), con los valores obtenidos durante cada medición se procedió a calcular el error absoluto y el error relativo, para con esto verificar si los niveles de error presentados por parte del sensor Arduino y del sensor integrado en el Smartwatch están dentro del rango descrito por su datasheet.

Dentro de las 240 mediciones tomadas, el error relativo en relación con el valor medido con el dispositivo comercial es de 1,9843% y el error relativo del Smartwatch es de 0,6859%. Los valores están dentro del margen de error descrito por la norma ISO 80601-2-61: 2011 que corresponde al 4%.

DISCUSIÓN

Los oxímetros son dispositivos esenciales en la vida cotidiana, y gracias al desarrollo de la electrónica y microelectrónica, es posible llevar su uso fuera del ambiente cerrado de un hospital y comenzar a utilizarlo en el día a día de personas que requieran vigilancia continua de sus signos vitales sin la necesidad de la presencia de un especialista.

Para realizar una validación más certera, es necesario tomar mayor cantidad de medidas ya que la cantidad de medidas tomadas representa el mínimo de las requeridas para el porcentaje de error preestablecido por la norma ISO 80601-2-61: 2011, así como también utilizar mayor cantidad de dispositivos embebidos que sirvan de referencia para una validación más confiable, ya que el hecho de ser un dispositivo comercial no lo exime de presentar errores.

Los dispositivos deben ser constantemente revisados, ya que el incluso el estado en el que se estén almacenando o el tiempo que está puesto en marcha para tomar las mediciones pueden afectar al nivel de error que este dispositivo presente. Y de igual manera con sensores como el utilizado de Arduino, siempre es necesario realizar un proceso de validación, ya que factores como lo puede ser la programación o la disposición del hardware pueden afectar a su funcionamiento.

Es posible usar otros métodos para el cálculo de la cantidad de muestras, sin embargo, el método usado demostró ser fiable gracias a los resultados obtenidos.

Conclusiones

Los dispositivos embebidos comerciales, mediante sus características de software y hardware, ya vienen calibrados para realizar la acción “plug-and-play”, por lo que no es necesario comprender el comportamiento del sistema o los programas realizados o factores que en esto intervienen para la puesta en marcha del dispositivo, sin embargo, al no poder realizar variaciones en el modo de funcionamiento, si estos presentan algún desperfecto, se vuelven obsoletos.

Dispositivos que no son embebidos, es decir, que no son orientados únicamente a realizar la acción de medir los niveles de oxígeno en la sangre pueden presentar un margen de error mínimo ya que, son validados antes de realizarlos de manera comercial. Lo que no ocurre con sensores independientes utilizados para el desarrollo de proyectos personales, ya que como se mencionó a lo largo del presente artículo, un pequeño error en la programación o elementos de hardware usados puede llevar a elevar el error en las mediciones realizadas.

Los sensores independientes funcionan de manera diferente según las condiciones a las que sea sometido el dispositivo, como lo es la presión aplicada al sensor, distancia y tiempo de puesta en marcha del dispositivo. Sin embargo, ante la puesta en marcha de este y tomando en cuenta las variables antes mencionadas, el equipo puede funcionar de la manera deseada.

Referencias

- Alor-Hernandez, J. A., Alor-Hernández, G., Cruz-Ramos, N. A., Sánchez-Cervantes, J. L., & Rodríguez-Mazahua, L. (2022). Desarrollo de un módulo para la prevención de la hipertensión usando el paradigma IoT y aprendizaje automático. <http://repositorios.orizaba.tecnm.mx:8080/xmlui/bitstream/handle/123456789/715/Desarrollo%20de%20un%20modulo%20para%20la%20prevencion%20de%20la%20hipertension%20usando%20el%20paradigma%20IoT.pdf?sequence=1>
- Bencomo, S., Villazana, S., & Salas, B. (2016). Design and construction of a pulse oximeter. *Diseño y construcción de un oxímetro de pulso. Rev Ing UC*, 23(2), 162-171. <http://servicio.bc.uc.edu.ve/ingenieria/revista/v23n2/art06.pdf>
- Bolaños, D. (2018). Sensor de pulso cardiaco. *Recuperado de <http://www.bolanosdj.com.ar/MOVI/ARDUINO2/TeoriaSensorPulsos.pdf>*.
- Cornelio, O., Gulín González, J., & Santana Ching, I. (2021). Sistema de Laboratorios Remoto para las prácticas de control de la carrera de Ingeniería en Automática. *Revista Cubana de Ciencias Informáticas*, 15(2), 77-95.
- Documentation, A. (2015). What is Arduino. *Dostupné z: <https://www.arduino.cc/reference/en>*.
- Gallardo, J. R., Del Águila, R., & Parlanti, G. (2019). Testeo de oxímetro de pulso mediante optoelectrónica. <https://rdu.unc.edu.ar/bitstream/handle/11086/23221/54.pdf?sequence=1>
- Mar Cornelio, O. (2019). Modelo para la toma de decisiones sobre el control de acceso a las prácticas de laboratorios de Ingeniería de Control II en un sistema de laboratorios remoto.

- Mar, O., Gulín, J., Ivan Santana Ching, & Fonseca, B. B. (2020). Remote Laboratory System for Automatic Engineering. *International Journal of Wireless and Ad Hoc Communication*, 1(2), 55-63.
- Mendoza, J. A. L. (2021). El oxímetro de pulso y el COVID-19. + *Ciencia*(25), 17-18. <http://publicaciones.anahuac.mx/masciencia/article/download/561/515>
- Newcombe, R. G., & Merino Soto, C. (2006). Intervalos de confianza para las estimaciones de proporciones y las diferencias entre ellas. *Interdisciplinaria*, 23(2), 141-154. http://www.scielo.org.ar/scielo.php?pid=S1668-70272006000200001&script=sci_arttext&tlng=pt
- Rana, V., Le Nguyen, T., Raghava, V., & Menon, P. G. (2021). Intelligent patient monitoring for proactive alerting of key personnel in intensive care: A single-center study. 2021 43rd Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine & Biology Society (EMBC),
- Sánchez-Zurita, H. (2011). Outcomes from patients monitored with pulse oximetry and capnography during anesthesia. *Revista Mexicana de Anestesiología*, 34(S1), 21-22. <https://www.medigraphic.com/pdfs/rma/cma-2011/cmas111d.pdf>