

Desarrollo de un sistema de adquisición de oximetría de pulso

Ing. Adriana Jeanette Arámburo-Bonilla A., Dr. José Ricardo Cárdenas-Valdez B., Dr. Carlos Hurtado-Sánchez C., M.C. Ángel Humberto Corral Domínguez D.

^aInstituto Tecnológico de Tijuana, adriana.aramburo193@tectijuana.edu.mx, Tijuana, Baja California, México.

^bInstituto Tecnológico de Tijuana, jose.cardenas@tectijuana.edu.mx, Tijuana, Baja California, México.

^cInstituto Tecnológico de Tijuana, carlos.hurtado@tectijuana.edu.mx, Tijuana, Baja California, México.

^dInstituto Tecnológico de Tijuana, angel.corral@tectijuana.edu.mx, Tijuana, Baja California, México.

Resumen

La oximetría de pulso es una técnica clave para medir de manera no invasiva la saturación de oxígeno en la sangre arterial (SpO₂), y juega un papel crucial en la monitorización de pacientes con enfermedades respiratorias y cardiovasculares. En este trabajo, se desarrolló un sistema para adquisición de señales de oximetría de pulso utilizando la tarjeta AFE4490 de Arduino. Se diseñó una interfaz gráfica de usuario (GUI) que facilita la visualización de los datos, se agrega indicador de hipoxemia en la interfaz, representado en forma de semáforo. Las señales de oximetría de pulso fueron evaluadas según el porcentaje de SpO₂ y los valores de frecuencia cardíaca, permitiendo la categorización de los pacientes en dos grupos: crítico y no crítico. El desarrollo de sistemas de monitoreo de oximetría es crucial para establecer una alerta temprana de arritmias cardíacas, así como una apropiada evaluación de la saturación de oxígeno.

Palabras clave—AFE4490, GUI, Oxímetro de pulso, SpO₂.

Abstract

Pulse oximetry is a key technique to non-invasively measure arterial blood oxygen saturation (SpO₂), and plays a crucial role in monitoring patients with respiratory and cardiovascular diseases. In this work, a system for acquiring pulse oximetry signals was developed using the Arduino AFE4490 card. A graphical user interface (GUI) was designed to facilitate the visualization of the data, and a hypoxemia indicator was added to the interface, represented in the form of a traffic light. Pulse oximetry signals were evaluated according to the percentage of oxygen saturation and heart rate values, allowing the categorization of patients into two groups: critical and non-critical. The development of oximetry monitoring systems is crucial to establish an early warning of cardiac arrhythmias as well as an appropriate evaluation of oxygen saturation.

Keywords—AFE4490, GUI, Pulse Oximeter, SpO₂.

1. INTRODUCCIÓN

La oximetría de pulso, una técnica óptica empleada para medir la saturación de oxígeno en la sangre arterial (SpO₂), ha sido un avance crucial en la vigilancia médica desde su introducción en la década de 1980 [1]. Esta técnica basada en espectrofotometría emite luz roja (660 nm) e infrarroja (940 nm), midiendo la absorción de luz por la hemoglobina en la sangre arterial, lo que proporciona una estimación de la saturación de oxígeno. Es esencial en anestesiología, cuidados intensivos y cirugía, donde el sistema cardiopulmonar del paciente puede no satisfacer las demandas de oxígeno, y su naturaleza no invasiva, su rápida respuesta y su bajo costo la hacen imprescindible en entornos clínicos para la detección de hipoxemia [2]. La oximetría de pulso y la fotoplefetismografía son tecnologías fundamentales en el ámbito médico, ya que proporcionan información crucial para la toma de decisiones clínicas y contribuyen significativamente a mejorar los resultados y la seguridad de los pacientes. La implementación de una interfaz gráfica automatizada en este proyecto tendría un impacto directo y positivo en el personal médico, al brindarles una herramienta intuitiva y efectiva para la adquisición y análisis de las señales de oximetría. Esto permitiría una evaluación más rápida y precisa del estado respiratorio de los pacientes, lo que a su vez puede llevar a una atención más oportuna y adecuada.

El presente trabajo tiene como objetivo desarrollar un sistema de adquisición de señales de oximetría de pulso utilizando la tarjeta AFE4490 de Arduino. Esta tarjeta es fundamental debido a su alta precisión y capacidad para procesar señales biomédicas, lo que la convierte en una herramienta ideal para la medición de SpO₂. Se realiza una comparación de niveles de voltaje para determinar anomalías en la SpO₂ de forma oportuna [3].

Este trabajo se desarrolla de la siguiente manera: en la Sección 2 se describe el desarrollo de las etapas de adquisición y de la GUI, en la Sección 3 se describen los resultados obtenidos. Finalmente, en la Sección 4 se muestran las Conclusiones obtenidas y discusión de resultados.

2. DESARROLLO

Un oxímetro de pulso es un dispositivo médico que mide la SpO₂ en la sangre de manera no invasiva, lo que significa que no requiere la extracción de una muestra de sangre mediante pinchamiento. Este aparato permite obtener de forma rápida y precisa la SpO₂ en los capilares periféricos (SpO₂) del torrente sanguíneo, así como la frecuencia de las pulsaciones por minuto [4]. Estas mediciones son cruciales para identificar a los pacientes que pueden estar en riesgo de hipoxia y que, por lo tanto, requieren atención médica urgente, como hospitalización o terapia de oxígeno [3].

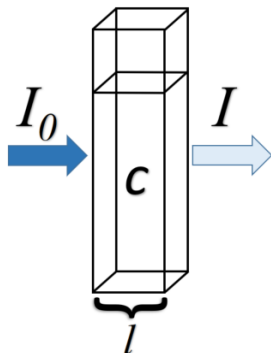
El oxímetro de pulso opera mediante dos principios fundamentales: la espectrofotometría y la fotoplefetismografía. Utiliza la espectrofotometría para medir el porcentaje de saturación de oxihemoglobina (HbO₂) en la sangre, mientras que la fotoplefetismografía se emplea para diferenciar la sangre

arterial de la venosa. El dispositivo mide la absorción de luz en dos longitudes de onda diferentes: una onda roja a 660 nanómetros y una onda infrarroja a 940 nanómetros [5-6].

3.1 Ley de Beer-Lambert

La oximetría de pulso se basa en un principio fundamental que conecta la absorción de luz con las características del material que atraviesa. La ley de Beer-Lambert relaciona la intensidad de luz entrante en un medio con la intensidad saliente después de que en dicho medio se produzca absorción [7], como se puede observar en la Figura 1.

Fig. 1. Ley de Beer-Lambert.



Fuente: Elaboración propia.

Esta ley establece que la intensidad de la luz disminuye exponencialmente con la distancia que recorre a través del medio, y se expresa mediante la ecuación (1) a continuación:

$$I = I_0 e^{-E(\lambda)cd}. \quad [1]$$

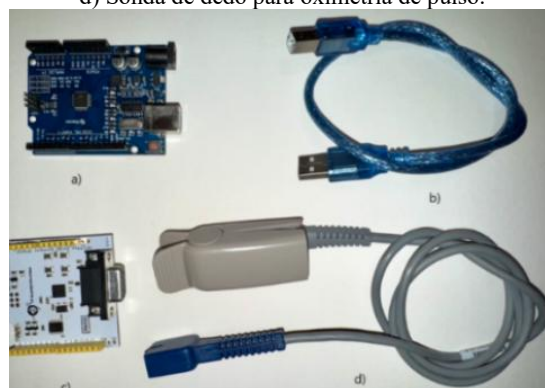
Donde: $e^{-E(\lambda)cd}$ representa el coeficiente de extinción de la sustancia absorbente, λ es la longitud de onda, c es la concentración de la sustancia absorbente, d es la distancia a través de la cual la luz pasa.

Este modelo también puede aplicarse cuando hay múltiples sustancias absorbentes presentes en el medio, ya que la ley sigue siendo válida independientemente de la cantidad de absorbentes [8]. Este proceso es lo que hace posible la medición no invasiva del nivel de oxígeno en la sangre a través de un dispositivo de oximetría de pulso [9].

3.2 Sistema de oximetría AFE4490

El AFE4490 es un sistema integrado de entrada analógica (AFE) desarrollado específicamente para aplicaciones de oximetría de pulso. Este dispositivo incluye un canal receptor de bajo ruido, lo que mejora la precisión de las mediciones, y está equipado con un convertidor analógico a digital (ADC) de 22 bits, que permite una conversión de señales de alta resolución, como se observa en la Figura 2. Además, la tarjeta cuenta con una sección dedicada a la transmisión de luz LED, fundamental para las mediciones de oxigenación en sangre, y un sistema de diagnóstico que detecta posibles fallos en el sensor y el LED, lo que aumenta la fiabilidad del dispositivo.

Fig. 2. Componentes del sistema. a) Arduino UNO; b) Cable de transferencia de datos de USB-A a USB-B; c) Tarjeta AFE4490 y d) Sonda de dedo para oximetría de pulso.



Fuente: Elaboración propia.

Una característica importante del AFE4490 es su controlador de temporización flexible, que brinda al usuario la capacidad de ajustar completamente los parámetros de temporización del dispositivo según las necesidades específicas de la aplicación. Para la recepción de luz: la luz reflejada o transmitida a través del tejido es detectada por un fotodiodo, que genera una corriente proporcional a la intensidad de la luz recibida. Esta señal se convierte a un voltaje utilizable mediante un amplificador transimpedancia (TIA). La señal analógica amplificada pasa por una etapa de ganancia adicional, que mejora su resolución, y un filtro analógico que elimina el ruido no deseado.

3.3 Desarrollo de interfaz gráfica de usuario

La interfaz gráfica ha sido desarrollada para ofrecer una experiencia intuitiva y eficaz tanto para los profesionales de la salud como para los pacientes. La interfaz está organizada en tres secciones principales que permiten la visualización de los datos adquiridos, el procesamiento de la información y la validación del estado del paciente, de manera clara y comprensible.

Sección 1: Información del paciente y cálculos de comparación de niveles pico de voltaje: La primera parte de la interfaz está dedicada a la información personal del paciente, donde se requieren tres datos fundamentales: Fecha: el día en que se realiza la medición, lo cual es crucial para el registro y seguimiento de los datos. nombre del paciente, edad del paciente

Estos tres campos son obligatorios, y los datos ingresados se guardan junto con cada muestra de medición en la base de datos, lo que facilita el seguimiento del paciente a lo largo del tiempo. En esta misma sección, se presentan de manera visual los cálculos generados por la comparación de voltaje. Esta visualización no solo facilita la comprensión del funcionamiento del comparador, sino que también permite al usuario seguir la evolución de los pesos en cada iteración, evidenciando los valores de entrada que afectan a la comparación a lo largo del proceso de entrenamiento y

validación. La segunda sección de la interfaz esta centrada en la visualización en tiempo real de los datos más relevantes para el monitoreo del paciente. Esta sección está dividida en dos partes: En la parte superior se muestran los dos valores mas importantes de la medición:

Porcentaje de SpO2: Indica el nivel de oxígeno en la sangre del paciente, un parámetro clave para evaluar su estado respiratorio. **Latidos por minuto (LPM):** refleja la frecuencia cardiaca del paciente, otro indicador esencial para el análisis de su condición. Ambos valores se presentan de forma clara y fácil de leer, permitiendo al usuario monitorear estos parámetros vitales en tiempo real. En la parte inferior se muestran los gráficos de las señales PPG, que corresponden a las mediciones realizadas por los sensores de luz roja e infrarroja en el oxímetro de pulso. Estas señales se muestran de la siguiente manera: Señal verde: representa la señal obtenida a través de la luz infrarroja, utilizada para medir la oxihemoglobina en la sangre. Señal anaranjada: representa la señal obtenida a través de la luz roja, usada para medir la desoxihemoglobina.

Ambas graficas permiten visualizar las fluctuaciones de las señales PPG, lo que es esencial para el análisis y la interpretación de la calidad de las mediciones, así como para verificar la estabilidad de las señales adquiridas durante la medición. En la sección 3 de prediagnóstico: La interfaz está dedicada al prediagnóstico, proporcionando una evaluación inmediata sobre el estado del paciente a través de una normalización de voltaje pico y de comparación una normalización de voltaje pico y de comparación de niveles de voltaje esta sección determina si el paciente se encuentra en porcentaje de pertenecer a un estado crítico o no crítico en función de los valores de SpO2 y LPM. El comparador proporciona una indicación rápida sobre la gravedad del estado del paciente, lo que ayuda a los profesionales de la salud a tomar decisiones informadas sobre la atención que el paciente pueda requerir. **Semáforo de ritmo cardiaco:** Se ha implementado un indicador visual en forma de semáforo para mostrar la condición del paciente en cuanto a sus latidos por minuto. Este indicador clasifica tres estados: bradicardia: cuando el ritmo cardiaco es inferior a 60 LPM, indicando la alerta encendiendo la luz roja. Normocardia: cuando el ritmo cardiaco se encuentra dentro de los valores normales, entre 60 y 100 LPM. Al ser los valores normales, la alerta se enciende con luz verde. Taquicardia: cuando el ritmo cardiaco es superior a 100 LPM, indicando la alerta encendiendo la luz roja

Semáforo de hipoxemia: se ha implementado un indicador visual de hipoxemia en forma de un semáforo, que usa tres colores para mostrar el nivel de SpO2 del paciente: Luz Verde: indica que el nivel de oxígeno es adecuado, lo que sugiere que el paciente no presenta signos de hipoxemia y su condición es estable. Luz anaranjada: señala que la SpO2 está por debajo de los valores normales, pero aún dentro de un rango aceptable, lo que puede requerir una vigilancia más estrecha. Luz roja: indica que el nivel de oxígeno es críticamente bajo, lo que sugiere una hipoxemia severa que

requiere intervención médica inmediata. Estos semáforos de colores proporcionan una representación visual rápida del estado de hipoxemia del paciente. La Figura 3 muestra la implementación de la interfaz gráfica:

Fig. 3. Implementación de la interfaz gráfica con parámetros normales



Fuente: elaboración propia.

Según los resultados presentados en la interfaz que se muestra en la Figura 4, el paciente tiene una SpO2 del 90 % y un ritmo cardiaco de 142 LPM. Con estos parámetros, el semáforo de ritmo cardiaco indica taquicardia, dado que el ritmo supera los 100 LPM, lo cual representa un riesgo. Por otro lado, el semáforo de hipoxemia muestra el estado de precaución, ya que la SpO2 está por debajo del 95 %, lo que también es un indicio de que el paciente podría estar en una condición de riesgo, en este trabajo se tuvieron tres sujetos bajo pruebas en los cuales en los anexos se envían al congreso las cartas de consentimiento informado, en el resultado del paciente crítico se utilizaron datos sintéticos para validar que la red neuronal estaba clasificando de manera adecuada datos críticos, los tres voluntarios con historial saludable se clasificaron de manera satisfactoria en SpO2 y LPM.

Fig. 4. paciente con taquicardia e hipoxemia moderada.



Fuente: elaboración propia.

De acuerdo al caso mostrado en la Figura 5, el paciente presenta una SpO2 del 72 % y un ritmo cardiaco de 60 LPM. Aunque el semáforo de ritmo cardiaco indica normocardia, dado que el ritmo se encuentra dentro del rango normal, el semáforo de hipoxemia muestra un estado crítico, ya que la

SpO2 está significativamente por debajo del valor normal de 95 %

Fig. 5. Paciente con hipoxemia grave y ritmo cardiaco normal.



Fuente: elaboración propia.

De acuerdo al caso mostrado en la Figura 6, el paciente presenta una SpO2 del 82 % y un ritmo cardiaco de 58 LPM. El semáforo de ritmo cardiaco indica bradicardia, ya que el ritmo está por debajo de los 60 LPM, lo que representa un riesgo para el paciente. Además, el semáforo de hipoxemia muestra un estado crítico, debido a que la SpO2 está por debajo del valor normal de 95 %.

Fig. 6. Paciente con bradicardia e hipoxemia crítica.



Fuente: elaboración propia.

En la Tabla 1, se presenta una tabla que determina los valores de SpO2 en tres intervalos: 95 %-100 %, 90 %-94% y < 89 %. La tabla muestra la distribución de estos rangos entre pacientes no críticos y críticos, lo cual será utilizado para alimentar el comparador de voltaje.

Tabla 1. Determinación de valores de SpO2 para pacientes críticos y no críticos.

% SpO2	% No Crítico		% Crítico
95 %-100%	100 %		0 %
90 %-94%	65 %		35 %
< 89%	30 %		70%

Fuente: Elaboración propia.

En la Tabla 2 se presentan las probabilidades de comparación de pacientes según los valores de SpO2 y PR (probablemente en referencia a un parámetro de oxigenación). Para valores de

SpO2 entre 95% y 100 %, si la PR es menor a 100, los pacientes son categorizados como no críticos al 100 %, sin riesgo inmediato. Sin embargo, cuando la PR es igual o mayor a 100, hay un 90 % de probabilidad de que sean críticos. En el rango de SpO2 entre 90 % y 94 %, si la PR es menor a 100, hay un 55% de probabilidad de que el paciente sea no crítico y un 45% de probabilidad de que sea crítico.

Tabla 2. Determinación de valores de SpO2 y LPM para pacientes críticos y no críticos.

% SpO2	LPM	% No Crítico	% Crítico
95 %-100 %	60-100 %	100 %	0 %
95 %-100 %	< 60% 'o ≥ 100 %	70 %	30 %
90 %-94 %	60-100 %	65 %	35 %
90 %-94 %	< 60% 'o ≥ 100 %	35 %	65 %
≤89 %	60-100 %	30 %	70 %
≤89 %	< 60 % 'o ≥ 100 %	0 %	100 %

Fuente: elaboración propia.

3. CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

Este trabajo ha permitido el diseño y desarrollo de un sistema para la adquisición y comparación de señales de oximetría de pulso, utilizando la tarjeta AFE4490 de Arduino para medir parámetros vitales como la SpO2 y los LPM. La integración una etapa de comparación de voltaje permite calcular el porcentaje de probabilidad de que un paciente se encuentre en estado crítico o no crítico, y la implementación de una interfaz gráfica que mejora la visualización y análisis de los datos, permitiendo un monitoreo eficiente en tiempo real. Además, se logró incluir un indicador de hipoxemia presentado como un semáforo con tres colores: verde, anaranjado y rojo. Este indicador evalúa los niveles de SpO2 y el estado del paciente. La luz verde señala una oxigenación adecuada, la luz anaranjada indica una ligera disminución en la saturación lo que es considerada como luz de precaución, y la luz roja considerada la luz de alerta sobre un nivel crítico de hipoxemia, lo que permite una rápida identificación de posibles situaciones de emergencia. Como parte del trabajo futuro, se recomienda extender esta metodología para evaluar otras patologías utilizando sensores diferentes, y comparar los resultados mediante comparación de voltajes. Además, sería relevante ajustar el comparador para mejorar la comparación de las señales fisiológicas y ampliar su aplicabilidad en contextos clínicos.

3.1 Observaciones generales

Como trabajo a corto plazo se plantea implementar un clasificador basado en redes neuronales que mediante una base de datos de entrenamiento clasifique las patologías y obtenga mejor precisión, aunado a eso se puede determinar diversas patologías relacionadas a las etapas de sístole y de diástole.

4. REFERENCIAS

- [1] P. A. Kyriacou, P. H. Charlton, R. Al-Halawani, and K. H. Shelley, "Inaccuracy of pulse oximetry with dark skin pigmentation: clinical implications and need for improvement," *Br. J. Anaesth.*, vol. 130, no. 1, pp. e33-e36, 2023.
- [2] S. Singh, S. Z. Khan, D. Singh, S. Verma, and A. Talwar, "The uses of overnight pulse oximetry," *Lung India*, vol. 37, no. 2, pp. 151-157, 2020.
- [3] D. León-Valladares, L. A. Barrio-Mateu, N. Cortés-Carmona, G. Fuentes-Lizana, A. M. Cabanas, K. Latorre-Progulakis, and P. Martín-Escudero, "Factores determinantes de la precisión de la oximetría de pulso: revisión bibliográfica," *Rev. Clín. Esp.*, 2024.
- [4] K. Rogers, Ed., *Blood: Physiology and Circulation*. Britannica Educational Publishing, 2010.
- [5] L. Barrera, M. Rodríguez, R. Bond, M. Morales, and D. Encinas, "Diseño de un oxímetro de pulso," in *XXVIII Congreso Argentino de Ciencias de la Computación (CACIC)*, La Rioja, Argentina, Oct. 3-6, 2022.
- [6] A. F. de Sancovich and H. A. Sancovich, "Interacciones de las radiaciones electromagnéticas y especies reactivas del oxígeno sobre la piel," *Revista Argentina de Dermatología*, vol. 105, 2024.
- [7] N. K. Rauniyar, S. Pujari, and P. Shrestha, "Study of oxygen saturation by pulse oximetry and arterial blood gas in ICU patients: a descriptive cross-sectional study," *JNMA J. Nepal Med. Assoc.*, vol. 58, no. 230, p. 789, 2020.
- [8] G. D. Martínez-Sedas. "El oxímetro de pulso: más información de la que pensamos," *Rev. Mex. Anesthesiol.*, vol. 47, no. 1, pp. 30-34, 2024.
- [9] F. G. Rodríguez, E. G. Arévalo, and R. N. Suay, "La oximetría de pulso, del quirófano al domicilio," *Anales de la Real Academia de Doctores*, vol. 8, no. 3, pp. 513-553, 2023.