

Oxímetro de pulso con pletismografía por reflexión implementando el módulo MAX30100 mediante procesamiento digital con interfaz gráfica.

Freddy del Angel Arrieta ¹, Sergio Escalera Canto²

^{1,2} Facultad de Ingeniería en Instrumentación Electrónica, Universidad Veracruzana, Xalapa, Veracruz

Resumen— El oxímetro de pulso mide la saturación de oxígeno en los tejidos, tiene un transductor con dos piezas, un emisor de luz y un foto detector, generalmente en forma de pinza y que se suele colocar en el dedo, con este instrumento se obtienen datos sobre la saturación de oxígeno, frecuencia cardíaca y curva de pulso. El propósito de este trabajo es la comprobar la practicidad y factibilidad de uso del módulo MAX30100 aportando datos para trabajos de investigación futuros con datos certeros que nos permita extender su uso al ámbito comercial haciendo una comparación con equipos comerciales del mismo tipo.

Palabras clave— Oximetría, MAX30100, Microcontrolador, Processing, AVR, Procesamiento digital, Pletismografía.

I. INTRODUCCIÓN

La oximetría es un método no invasivo indirecto para evaluar la oxigenación sanguínea, brinda información rápida y confiable de la oxigenación arterial. La oximetría básicamente es la interpretación de la coloración sanguínea que depende de la saturación arterial de oxígeno (SaO₂). El oxímetro de pulso mide la absorción de luz de longitudes de onda específicas que dependerá de la proporción existente entre la hemoglobina oxigenada u oxihemoglobina y la hemoglobina desoxigenada. La luz pasa a través de un lecho vascular arterial pulsátil.

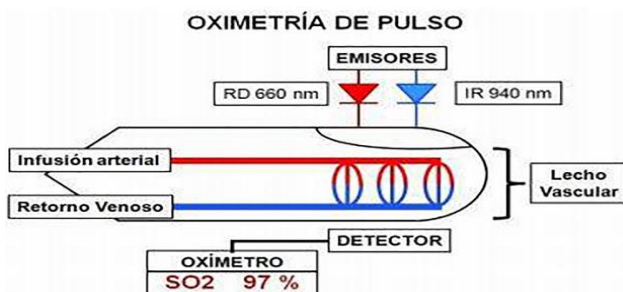


FIG. 1 ESQUEMA DE MEDICIÓN DE OXIMETRÍA

La lectura del oxímetro de pulso en 95% se considera normal. Una lectura de 75% se considera como hipoxia (disminución en la oxigenación de los tejidos). El valor normal es mayor a 95% para adultos sin patología pulmonar y mayor a 96% en pacientes pediátricos. Los sensores se

ponen en un dedo de la mano, dedo del pie, lóbulo de la oreja, dorso de la nariz, e incluso se experimenta con el oxímetro de pulso bucal y traqueal. Cuando el sensor se fija debe estar en contacto con la piel, pero sin comprometer la circulación [1]. La física de la oximetría de pulso se basa en la ley Beer-Lambert, en la que interviene el coeficiente de extinción, la concentración, y la longitud de camino óptico. Para la medición se utilizan dos longitudes de onda generadas por un diodo (LED) que son detectadas por un fotodetector que realiza la medición. Un LED emite una longitud de onda de 660 nm (rojo), que es absorbida principalmente por la hemoglobina, mientras que un segundo LED emite una longitud de onda de 920 nm (infrarrojo cercano) y es absorbida por la HbO₂ (ácido oxoborínico). Los LEDs prenden y apagan a través de pulsos secuenciales y el fotodetector es sincronizado para hacer simultáneamente la lectura de la transmisión roja e infrarroja.

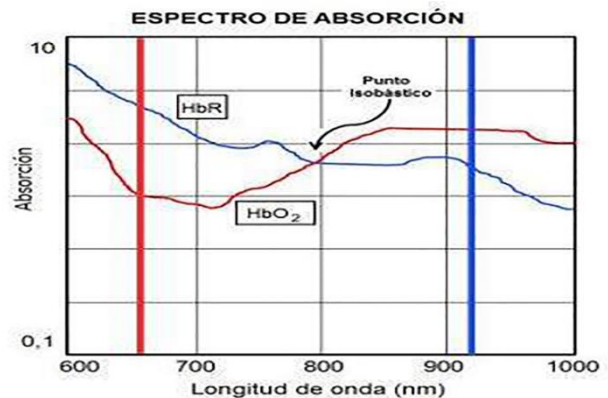


FIG. 2 ESPECTRO DE ABSORCIÓN PARA LONGITUDES DE ONDA 660NM Y 920NM

En 1991, se inicia el desarrollo de sensores ópticos para el cálculo de SpO₂ [2]. Los cuales se sustentan en la reflexión de la luz por la sangre en los tejidos. Es un método no invasivo que proporciona un monitoreo continuo, exacto, confiable y económico de la saturación de O₂, con el empleo de la tecnología de reflectancia. Los diodos emisores de luz y el fotodetector permiten la absorción en la superficie de la piel. La oximetría por reflexión ofrece varias ventajas sobre

los oxímetros convencionales. Mientras que el oxímetro de pulso convencional utiliza la tecnología de la transmisión de la luz para calcular la saturación de O₂, el oxímetro de pulso por reflectancia emplea el método de la reflexión de la luz. El sensor del oxímetro de pulso por reflectancia emite luz hacia abajo a través del tejido y del lecho capilar y recoge la luz que se refleja hacia arriba, y calcula la saturación de O₂.

La absorción de luz en la oximetría por reflexión depende de estos factores:

- 1) La concentración de la sustancia que absorbe la luz.
- 2) La longitud de la trayectoria de la luz.
- 3) La oxihemoglobina (HbO₂).
- 4) La deoxihemoglobina (HHb).

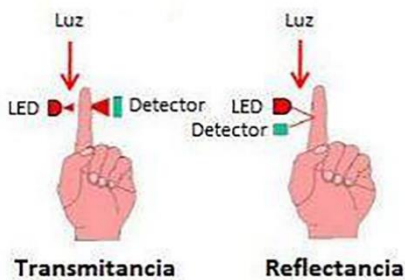


FIG. 3 TÉCNICAS DE OXIMETRÍA POR PULSO: TRANSMITANCIA Y REFLECTANCIA

La pletismografía incluye aquellas técnicas que miden cambios de volumen como consecuencia de variaciones del flujo sanguíneo. No son métodos específicos de un solo vaso arterial sino que miden cambios de volumen en un segmento de la extremidad [3].

El primer concepto que tiene que quedar claro sobre la onda de pulso por pletismografía es que esta no es análoga a la onda de presión sanguínea si no que es una imagen especular de la forma de onda de la intensidad de luz transmitida y medida mediante pletismografía fotoeléctrica.

El pletismograma es la representación de la forma de onda de la oxigenación arterial y la detección de la frecuencia del pulso. La frecuencia cardiaca es el número de veces que late el corazón por minuto. Un corazón normal en reposo late entre 40 y 100 veces por minuto (bpm). A los valores cercanos a los 100 bpm se habla de taquicardia e inferior a los 40 bpm se habla de bradicardia.

El prototipo de pulso oxímetro realizado es capaz de dar dos tipos diferentes de información:

- 1) La saturación oxígeno medida por oximetría
- 2) La onda pletismografica del volumen sanguíneo

II. METODOLOGÍA

El dispositivo MAX30100 es un sensor de pulsioximetría y ritmo cardiaco desarrollado por la empresa Maxim Integrated Products, diseñado para el desarrollo de productos Woreables [4].



FIG. 4 MODULO MAX30100

Su eficiencia y bajo costo ha provocado la popularización de este módulo, sin embargo su uso se ha enfocado casi exclusivamente a prototipos educativos utilizando plataformas básicas. El motivo de la creación de este prototipo es el enfoque profesional de dicho módulo.

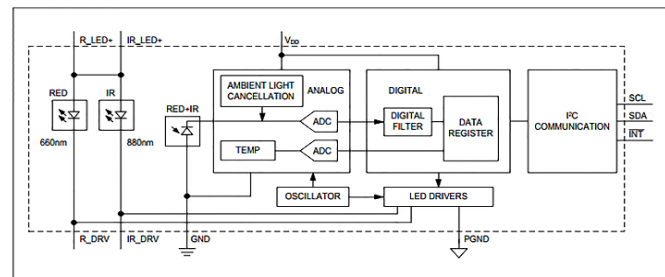


FIG. 5 DIAGRAMA FUNCIONAL MAX30100

El primer paso para la implementación de este módulo es entender el tipo de comunicación que este requiere, la cual es una comunicación I²C que requiere solo de 3 hilos para su implementación. Este dispositivo es manejado a través de registros, tanto para la configuración de cada una de sus funciones como la lectura de los diferentes sensores con los que cuenta. Estos registros permiten la manipulación de elementos tales como, la potencia de los LED's, número de muestras de cada medición, frecuencia de muestreo. También son responsables de la selección de funciones del equipo, ya que es posible utilizar este módulo como un simple monitor cardiaco, o para el cálculo de SpO₂. Una vez estando familiarizados con la implementación de estos registros se procedió a la realización de las librerías necesarias para el control del dispositivo, tomando como referencia librerías enfocadas a otros microcontroladores.

Para el control del equipo se eligió el microcontrolador ATmega328p el cual fue programado en lenguaje C, este se encarga de enviar las instrucciones necesarias para la

primera configuración del dispositivo estas instrucciones contienen, la potencia específica para cada uno de los LED's, en ancho de pulso de la señal de cada LED, la frecuencia de muestreo conveniente para la medición, la resolución de las muestras, y el modo de trabajo del dispositivo el cual hasta el momento solo se ha enfocado al cálculo del porcentaje de oxígeno en sangre. Una vez configurado el MAX30100, el microcontrolador comienza con una recepción temporizada de 2 diferentes grupos de valores, el primero de la señal emitida por el LED infrarrojo y el segundo de la señal emitida por el LED rojo. El microcontrolador ha sido programado con un filtro pasa bajos de orden 20 y con una frecuencia de corte de 10 hertz para para el procesamiento digital de las 2 señales obtenidas. Este filtro se ha implementado por medio de ecuaciones de diferencias de tipo (1) que es la manera más eficiente para un microcontrolador [5].

$$y[0]=a[0]*x[0]+a[1]*x[1] +...+a[n]*x[n] \quad (1)$$

Donde a[n] son coeficientes calculados por medio de la herramienta fdatool del software MATLAB .Una vez hecho el procesamiento el microcontrolador tiene la tarea de agrupar los resultados en paquetes de datos de 8 bits con sus respectivos caracteres de control para posteriormente ser enviados por medio de un protocolo serial a una computadora. El siguiente paso fue la realización de una interfaz gráfica en la cual se muestra no solo el resultado del porcentaje de saturación de oxígeno sino que también tiene la capacidad de mostrar la forma de onda obtenida a partir de las dos diferentes longitudes de onda. Dicha interfaz fue creada con la ayuda del software Processing, el cual es una herramienta libre que utiliza motores de Java. La interfaz no solo se encarga de la visualización de ambas gráficas, también es la encargada del último paso para el cálculo del porcentaje de saturación. La interfaz recibe los datos filtrados y aplica un algoritmo para separar la componente estática de la señal (DC) de la componente variable (AC). Al obtener estas dos componentes es posible utilizar la formula (2).

$$SpO_2= (Red\ DC/Red\ AC)/ (Infrared\ AC/Infrared\ DC) \quad (2)$$

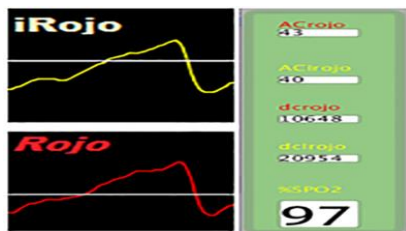


FIG 6 GRÁFICA DE PLETISMOGRAFÍA Y CÁLCULO DE SPO2

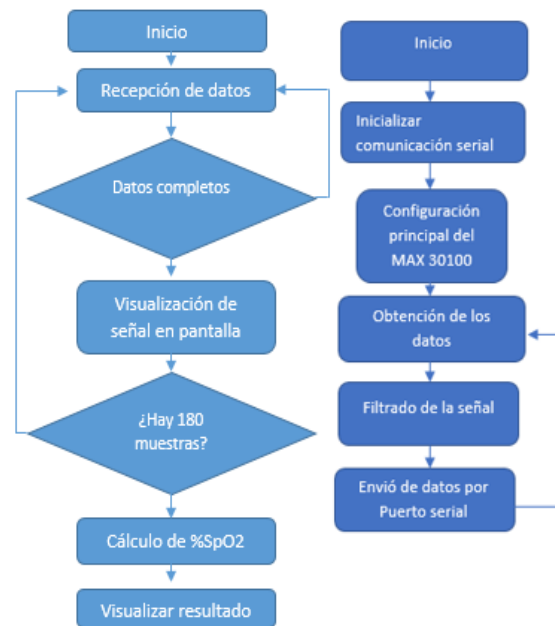


FIG 7 DIAGRAMA DE FLUJO DE LA INTERFAZ Y MICROCONTROLADOR

III. RESULTADOS

La calibración del sensor se realizó mediante software, el MAX30100 tiene rangos de calibración en los cuales se varía la potencia de los LED's rojo e infrarrojo y la cantidad de muestreo por segundo.

TABLA I

CALIBRACIÓN DEL SENSOR

	Potencia (mA)	Muestras (s)
Rojo	174	180
Infrarrojo	142	180

Se tomaron muestras de las lecturas se oximetría promediando los datos se obtuvieron los siguientes resultados.

TABLA II

PROMEDIO A CADA 100 MUESTRAS DURANTE UN MINUTO

Sujetos de prueba	Spo2 (%)
Sujeto 1	96
Sujeto 2	97
Sujeto 3	96
Sujeto 4	95

Con estas mediciones se logró el resultado esperado al obtener las gráficas de pletismografía y cálculo de SpO2 concordantes a los estándares que se investigaron.

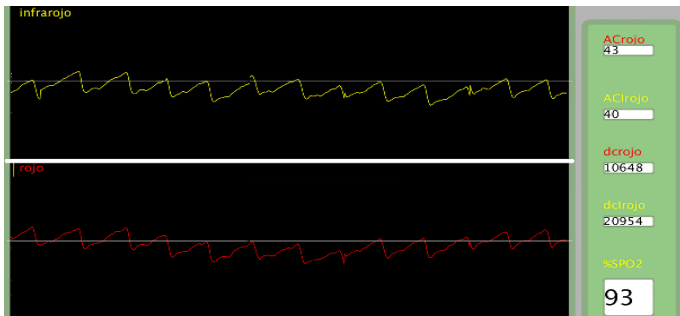


FIG 8 INTERFAZ GRÁFICA DEL OXÍMETRO DE PULSO

A partir de los resultados obtenidos en las diversas pruebas se recomienda tomar en consideración los siguientes puntos a la hora de realizar mediciones con el prototipo:

- 1) Absorción de luz debido a la sangre arterial y tejidos circundantes.
- 2) Diferente absorción de luz debido a la textura del dedo
- 3) La luz externa del ambiente
- 4) Interferencia electromagnética
- 5) Pacientes con hipotermia severa, hipovolemia e hipotensión.

El proyecto se encuentra en su etapa inicial teniendo hasta el momento las siguientes características:

- 1) Obtención de cálculo de SpO2.
- 2) Obtención de grafica pletismografica.
- 3) Visualización grafica en Pc mediante el software Processing.
- 4) Conexión USB utilizando la placa Arduino Uno
- 5) Chasis impreso en 3D.
- 6) Procesamiento digital en microcontrolador ATmega328.

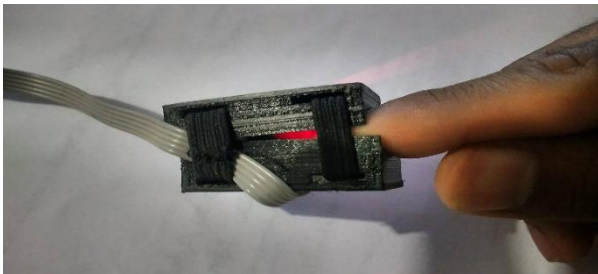


FIG 9 CHASIS DE PROTOTIPO IMPRESO EN 3D

Al obtener la versión final del prototipo se realizaran pruebas comparativas con equipos comerciales para registrar los resultados finales

IV. DISCUSIÓN

Actualmente, el oxímetro de pulso por transmitancia o convencional es el que más se utiliza. Sin embargo, limita su aplicación a las áreas del cuerpo suficientemente delgadas para que penetre la luz roja e infrarroja. Existen varios desarrollos tecnológicos sobre sensores oximétricos por reflectancia, ya sea mejorando sus características de diseño para reducir la presión entre el oxímetro de pulso y la superficie de contacto (piel) o hacerlos para aplicaciones con bajo consumo de energía e incluso para aplicaciones inalámbricas. [6].

V. CONCLUSIÓN

Con el desarrollo de este prototipo se pudo implementar correctamente un oxímetro de pulso por reflexión dando resultado favorables en cuanto a las mediciones y onda pletismografica obtenida, esto da paso a seguir trabajando en el desarrollo del prototipo el cual puede tener alcances tanto en el área de la investigación como su desarrollo comercial. Se pretende seguir trabajando hasta la versión final mejorando las características del primer prototipo y agregando las siguientes:

- 1) Obtención de temperatura corporal
- 2) Obtención de cálculo de frecuencia cardiaca.
- 3) Auto calibración
- 4) Chasis ergonómico con una mayor integración de componentes electrónicos con comunicación USB integrada impreso en 3D.

BIBLIOGRAFÍA

- [1] María del Carmen López bautista "Oximetría remota vía fibras ópticas para aplicación en telemedicina," UNAM, México Octubre 2010
- [2] HAAHR R., Duun S, "A Novel Ring Shaped Photodiode for Reflectance Pulse Oximetry in Wireless Applications", IEEE Sensors 2007 Conference, pp 596-500
- [3] Sergio Gómez Vizcaino, Fausto Roberto Suntasig Soria "Diseño y construcción de un prototipo de oxímetro de pulso " Escuela Politécnica Nacional Quito, Octubre 2011
- [4] "Pulse Oximeter and Heart-Rate Sensor IC for Wearable Health", MAX30100, Maxim Integrated Products, 2014.
Disponible en: <https://datasheets.maximintegrated.com/en/ds/MAX30100.pdf>
- [5] J.P. Cáceres, *Filtros Digitales 2*, CCRMA Stanford University, Agosto, 2007.
Disponible en: https://ccrma.stanford.edu/workshops/cm2/007/topics/clases/PDFs/04filters2_handout.pdf
- [6] TAKATANI, S., Davies, C., "A Noninvasive Reflectance Pulse Oximeter Sensor", Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, 1991. Vol. 13, No. 4, pp 1610-161