Oxímetro de Pulso

Salvatori Emiliano, Sanabria Cristian, Bazán Gerónimo Universidad Nacional Arturo Jauretche, Departamento de Ingeniería

Resumen—Ante el inminente cambio de vida acontecido a partir del COVID-19, se intensificaron los cuidados para aquellas personas con edad avanzada o con problemas respiratorios pre-existentes.

Dado las restricciones impuestas por el Distanciamiento Social, Preventivo y Obligatorio en suelo argentino, se hace imperioso poder realizar controles a distancia sobre aquellos que puedan llegar a ser perjudicados sobremanera en caso de contraer esta enfermedad. Es por ello que se decidió abordar un Oxímetro de Pulso de bajo costo, integrando la placa MAX30100, una placa NODEMCU ESP8266 con módulo inegrado de Wi-Fi como es el ESP8266, un visor OLED Ss1306 y la aplicación Blynk para dispositivos móviles. De esta forma se pretende llegar a una mayor cantidad de posibles damnificados y tener un control a distancia, respetando el Distanciamiento Social, sin perder por esto, los cuidados necesarios para mantener la salud de los pacientes.

Index Terms—Oxímetro, pulso, MAX30100, ESP8266, Blynk, COVID-19, prevención, saturación de oxígeno.

I. INTRODUCCIÓN

Ante la situación de pandemia causada por el Covid-19 y ante las medidas de distanciamiento social impuestas por el Gobierno Nacional Argentino, y sumándose la apremiante disposición de los recursos económicos con los que cuentan los centros de salud, la medición y control de la saturación de oxígeno es esencial para decidir cuándo utilizar tratamientos de oxígeno en pacientes de riesgo.

El Coronavirus, afecta principalmente a los pulmones, por ello la medida de la saturación de oxígeno es esencial para decidir cuándo utilizar recursos de oxígeno intensivos.

Un Oxímetro de Pulso es un dispositivo médico que posibilita el cálculo de la saturación de oxígeno en sangre empleando un método no invasivo, es

Agradecimiento por el apoyo incondicional de profesores y compañeros.

decir, que no es necesario obtener una muestra de sangre mediante alguna punción. Este permite demostrar de manera confiable, la saturación de oxígeno (SpO2) presentadas en el torrente sanguíneo y las pulsaciones por minuto; variables que permiten identificar qué pacientes se encuentran en situación de riesgo y que necesitan por tanto ser hospitalizados como también recibir terapia de oxígeno.

1

Este tipo de estudios médicos, se realizan con dispositivos cuya tecnología es de sencilla implementación, y dada esta sencillez es posible adaptar su funcionamiento para facilitar el control a distancia para varios pacientes, con dispositivos de uso común como son los dispositivos móviles. Esto también genera un impacto en los costos empleados para el desarrollo de dicho sistema de medición, por lo que se torna aún más accesible a una mayor cantidad de personas que requieren este control.

La función del presente trabajo es explicar el accionar del procedimiento antes explicado y demostrar su validez como método preventivo.

II. DESARROLLO

Como se hizo mención anteriormente, un Oxímetro de Pulso es un dispositivo médico que posibilita el cálculo de la saturación de oxígeno en sangre empleando un método no invasivo, es decir, que no es necesario obtener una muestra de sangre mediante alguna punción.

Se considera que una lectura de oxígeno normal oscila entre el 95 y el 98 por ciento de la muestra tomada.

El sistema realizará una medición en busca de hemoglobina, la cual es considerada una hemoproteína cuya función es la de transportar oxígeno mediante la sangre; esta absorbe diferentes cantidades y lon-

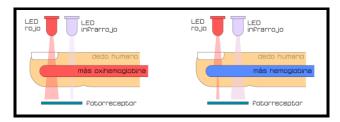


Figura 1. Método de medición del dispositivo MAX 30100

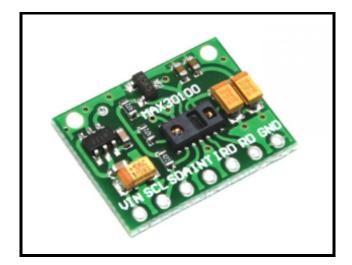


Figura 2. Dispositivo MAX30100

gitudes de onda de luz según el nivel de oxígeno que esté transportando.

II-A. Medición del oxígeno en sangre

Se puede observar en la Figura 1, que la hemoglobina oxigenada absorbe más radiación infrarroja y permite pasar más luz roja (aproximadamente 940 nanómetros); y por otro lado, la hemoglobina desoxigenada absorbe más luz roja y permite pasar más radiación infrarroja (aproximadamente 660 nanómetros)

El dispositivo MAX30100 (Figura 2) posee un LED rojo, un LED infrarrojo y un fotodetector en la parte superior del encapsulado. El LED rojo se emplea para oximetría de pulso, mientras que el LED infrarrojo se utiliza para medir el ritmo cardíaco. Como cada LED emite luz sobre el dedo del paciente, el fotodetector releva las variaciones lumínicas por cambios de volumen en la sangre.

El oxímetro y sensor de ritmo cardíaco MAX30100 filtra la luz ambiente que puede interferir en la precisión de la lectura. Consume 600 μA en modo operativo y 700 nA en modo shutdown. La corriente de los dos LED se puede programar para uso en aplicaciones de tipo low power.

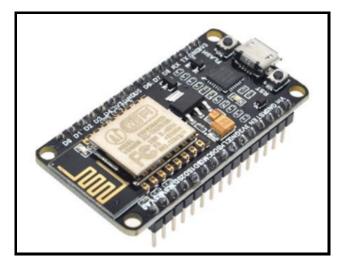


Figura 3. Dispositivo NodeMCU ESP8266



Figura 4. Dispositivo OLED Ss1306

II-B. Procesamiento de información

La Placa Nodemcu ESP8266 (Figura 3) es una placa de desarrollo y firmware basada en Lua de código abierto, especialmente diseñada para aplicaciones basadas en IoT. Incluye firmware que se ejecuta en el SoC Wi-Fi ESP8266 de Espressif Systems y hardware que se basa en el módulo ESP-12. Nodemcu posee 128 KB de RAM y 4 MB de memoria Flash para almacenar datos y programas. Su alta potencia de procesamiento con funciones integradas de Wi-Fi/Bluetooth lo hacen perfecto para este proyecto.

Este dispositivo que permite procesar todos los datos captados mediante el MAX30100, permitiendo generar códigos de manera eficaz y de rendimiento elevado al tener librerías específicas tanto para el procesamiento de datos como para la gestión a conexiones de Internet.

El display OLED Ss1306 (Figura 4) es una pantalla con una matriz de un color de 128 x 32 puntos. Debido a que la pantalla está basada en la tecnología

LED, no necesita retroiluminación ya que tiene un alto contraste. El driver interno es un SSD1306 que se comunica por I^2C , un protocolo rápido para éste tipo de pantallas. Internamente todo el conjunto funciona a 3.3V, pero tanto la alimentación como los pines de entrada pueden trabajar a 5V, lo que lo hace ideal para utilizarlo junto con el dispositivo MAX30100.

II-C. Cálculos realizados

Para una mayor aproximación a la integración de los diferentes dispositivos, se especifican cómo se obtienen los datos de entrada para el cálculo de la oxigenación en sangre:

- En cada pulsación de sangre arterial, se transmiten valores lumínicos.
- Considerando sólo la sangre arterial, se denominará el componente arterial como C_A .
- Denominamos como H_T a la Hemoglobina total.
- Denominamos a los Latidos por minuto como L_t.
- Llamamos Componente Estático a lo constituido por los tejidos, huesos y piel, denominado C_F.
- La cantidad de luz absorbida cambia de acuerdo a la cantidad de sangre y a la presencia de H_bO₂ o H_b.
- La siguiente ecuación, permite visualizar cómo se obtiene la Saturación en Sangre mediante el cociente entre la luz roja e infrarroja:

$$\frac{\frac{C_A * Luz_R}{C_E * Luz_R}}{\frac{C_A * Luz_{IR}}{C_E * Luz_{IR}}} = S_P O_2$$

- La medición de los cambios en la absorción de la luz permite estimar la saturación de oxígeno arterial y la frecuencia cardíaca.
- La Sp0₂ visualizada en la pantalla representa la media de la medición de los últimos segundos; los datos se actualizan en un período que va desde los 0.5 a 1 segundos.
- Algunos factores que inciden en la exactitud del cálculo pueden ser:
 - Movimiento.
 - Pigmentación y pintura de las uñas.
 - Interferencia electromagnética.
 - · Luz ambiental.

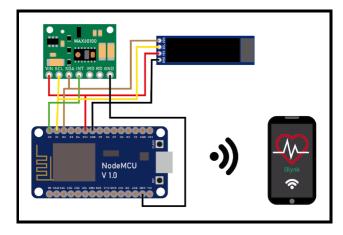


Figura 5. Interconexión de los dispositivos del sistema

II-D. Operaciones realizadas con el MAX30100

En un pulsoxímetro, el cálculo del nivel de oxigenación de la sangre (SpO_2) se basa en la medición de intensidad de la luz que ha sido atenuada por el tejido corporal

 SpO_2 se define como la relación del nivel de hemoglobina oxigenada (HbO_2) sobre el nivel de hemoglobina total (oxigenado y agotado):

$$S_p O_2 = \frac{H_b O_2}{H_T}$$

El latido del corazón se mide contando el número de muestras en tres latidos, ya que la frecuencia de muestreo es de 500 MPS. El latido del corazón por minuto se calcula mediante:

$$L_t = \frac{500 * 60}{\frac{Muestreos}{3}}$$

El tejido corporal absorbe diferentes cantidades de luz dependiendo del nivel de oxigenación de la sangre que pasa a través de este. Cabe destacar que esta característica es no lineal.

Se utilizan dos longitudes de onda de luz diferentes, cada una se enciende y se mide alternativamente. Al usar dos longitudes de onda diferentes, la complejidad matemática de la medición puede reducirse a la siguiente expresión:

$$R = \frac{\log(I_{ac})\lambda 1}{\log(I_{ac})\lambda 2}$$

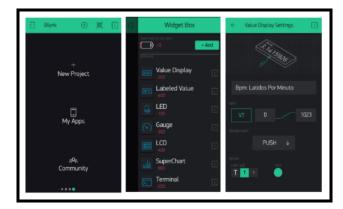


Figura 6. Configuración de Blynk nº 1

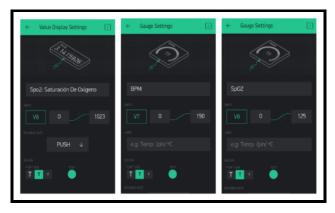


Figura 7. Configuración de Blynk nº 2

II-E. Pseudocódigo empleado

Una vez que se tiene el sistema interconectado (Figura 5), se procede a detallar los pasos que realiza el algoritmo del Oxímetro:

- 1. Se inicia el OLED.
- 2. Se inicia el Sensor.
- 3. Se comienza con la búsqueda de latidos.
- 4. Si encuentra latidos:
 - a) Calcula S_PO_2
 - b) Muestra los resultados en el OLED.
- A través de la herramienta Blynk se visualizan los resultados en el dispositivo móvil asociado.

II-F. Blynk

Blynk es una aplicación para teléfonos móviles, que permite el control de Arduino, y NODEMCU ESP8266 a través de internet, donde un usuario puede crear proyectos IoT. Mediante una interfaz sencilla de utilizar (botones de control) se pueden activar o desactivar funciones del dispositivo implementado.



Figura 8. Visualización de los datos a través de Blynk

Al crearse un nuevo proyecto en la aplicación, se deben disponer de la siguiente forma:

- 1. Se crea un nuevo proyecto (Figura 6).
- 2. Se agregan 2 Value Display y 2 Gauges (Figura 6).
- 3. Se asigna el PIN nº 7 al display (Figura 6).
- 4. Se asigna el PIN nº 8 al display (Figura 7).
- 5. Se asigna el PIN nº 7 del Gauge (Figura 7).
- 6. Se asigna el PIN nº 8 del Gauge (Figura 7).

Una vez finalizada la configuración, Blynk asigna un *auto-token*, el cual es un identificador del proyecto, que permite la validación en cuanto el NO-DEMCU ESP8266 es alimentado y obtiene datos provenientes de Internet con la red wifi que se le hayan establecido.

II-G. Visualización de resultados

Una vez integrado el sistema y sus componentes (Figura 5), como configurada la plataforma gráfica del teléfono móvil (Figura 6 y 7), se está en condiciones de comenzar a tomar mediciones. La visualización a través de Blynk es bastante intuitiva (Figura 8), la cual sitúa en la parte superior los datos en tiempo real de los Latidos por Minuto (BPM) como también la Saturación en Sangre (S_pO_2),

y en la parte inferior se pueden ver las mismas mediciones a través de un gráfico de Gauge.

III. TRABAJOS RELACIONADOS

El presente trabajo, se basa en un desarrollo anterior, fechado en Julio del año 2020, como parte de una investigación realizada para la asignatura *Programación en Tiempo Real* dictada en la Universidad Nacional Arturo Jauretche, el cual tenía el mismo propósito final, pero utilizando una placa ARDUINO UNO. La problemática acaecida con esta implementación tuvo varias dificultades que no se pudieron sortear para llevarla a cabo, hasta tanto no se desarrolló la investigación del presente trabajo.

Una de las dificultades se debió a que la placa ARDUINO UNO, la cual es una placa de microcontrolador desarrollada por Arduino.cc basada principalmente en el microcontrolador AVR Atmega328, no poseía un módulo que proveyera conexión a internet, lo que provocaba que los datos que eran suministrados por el dispositivo MAX30100 debieran ser procesados y luego ser redirigidos a otro módulo externo para poder distribuirla a través de internet, lo que generaba un problema mayor al integrar más dispositivos y la imposibilidad de contar con una conexión directa a una plataforma como lo es Blynk.

Otra de las problemáticas a resolver fue la de integrar tanto el MAX30100 junto con la placa ARDUINO UNO y sus correspondientes dependencias en lo que respecta a las librearías del código fuente. Se llevaron a cabo varios intentos para integrar las funcionalidades del MAX30100, pero se terminaron empleando librerías de modelos anteriores, con el consecuente riesgo de que el código termine siendo inestable en los cálculos que se requieren operar al calcular la oxigenación en sangre como también los latidos por minuto.

Todo ello se resolvió empleando la mencionada placa NODEMCU ESP8266, la cual ya provee un módulo integrado de Wi-Fi de fácil acceso mediante código y una fácil implementación mediante sus librerías con el dispositivo MAX30100; permitiendo al mismo tiempo una configuración y acceso fácil a plataformas para aplicaciones IoT como puede ser Blynk.

IV. CONCLUSIÓN Y TRABAJOS FUTUROS

El presente proyecto permitió abordar distintas problemáticas tanto en lo que respecta al uso y

configuración de hardware, como en software. El sistema al estar integrado por dispositivos que son de código abierto, posibilitó que muchas dudas y contrariedades fueran resueltas mediante la lectura e investigación en distintos foros; es por ello que se aconseja seguir empleando este tipo de dispositivos a futuro, ya que posibilitan al desarrollador sortear los obstáculos que se presentan a la hora de implementar mejoras de una forma más segura, y rápida.

Si bien el prototipo presentado realiza los cálculos correctos, no se puede asegurar que el rendimiento del sistema se mantenga a lo largo del tiempo. Para ello se recomienda establecer una simulación para poder probar el sistema en su completitud a lo largo del tiempo. Se deben establecer de forma más restringida los requerimientos acerca del tiempo de uso como también del procesamiento de cálculos bajo distintas circunstancias.

Se pueden abordar una comparativa en lo que respecta a mediciones y cálculos con dispositivos de uso médico que se empleen para los mismos fines; como también efectuar pruebas de efectividad de datos ya que internet es una red no segura por emplear protocolos disímiles como pueden ser TCP y UDP.

BIBLIOGRAFÍA

- [1] Alan Burns y Wellings Andy. *Real-Time Systems and Programming Languages: Ada, Real-Time Java and C/Real-Time POSIX.* Addison Wesley, 2009.
- [2] Andrew S. Tanenbaum. *Distributed Operating System*. Pearson, 2004.