

DISPOSITIVO TELEMÉTRICO PARA MONITOREO DE FRECUENCIA CARDIACA Y SATURACIÓN DE OXÍGENO

Lorena Lomelí Herrera

Universidad de la Salle Bajío
llh55795@udelasalle.edu.mx

Federico Aguayo Ríos

Universidad de la Salle Bajío
faguayo64@hotmail.com

Rafael Martínez Peláez

Universidad de la Salle Bajío
rmartinezp@delasalle.edu.mx

Resumen

Se presenta un sistema de telemetría para monitoreo de frecuencia cardiaca y saturación de oxígeno que permite almacenar los datos en una memoria SD y transmitirlos para su análisis a través de una interfaz desarrollada en LabVIEW. Las pruebas realizadas demuestran que los signos obtenidos por el sistema propuesto se asemejan a los signos obtenidos por un producto comercial.

Palabras Claves: Frecuencia cardiaca, PCB, RF, signos vitales, SPO2.

Abstract

A telemetry system for heart rate and oxygen saturation monitoring is presented, allowing the data to be stored in a micro SD card and transmitted for analysis through an interface developed in LabVIEW. The tests performed demonstrates that the signs obtained by our system are very similar from the signs obtained by a commercial product.

Keywords: Heart rate, PCB, RF, vital signs, SPO2.

1. Introducción

La práctica de la medicina exige al médico una buena preparación y habilidades para diagnosticar a tiempo el nivel de gravedad en la que se encuentra el paciente; significa entonces que, durante la valoración del paciente, como paso inicial, se debe de evaluar correctamente los signos vitales para la posterior toma de decisiones de acuerdo con los hallazgos. El monitoreo de los signos vitales no está indicado solo para los enfermos, sino también para quienes deben estar en buenas condiciones físicas debido a que éstos son más propensos a sufrir de arritmias cardiacas, como resultado de la actividad física que desempeñan.

Resulta oportuno para un deportista y su equipo de trabajo conocer éstos parámetros y sus posibles variaciones, para mejorar estrategias de entrenamiento y tener un mejor rendimiento físico.

Signos Vitales

Los signos vitales son los valores que permiten evaluar las respuestas de la función corporal, y a continuación se describen [Villegas, 2012]:

- *Frecuencia cardíaca*: el pulso es una onda palpitante de sangre generada por la expansión y contracción de una arteria al fluir mayor o menor cantidad de sangre; esto es provocado por la contracción del ventrículo izquierdo del corazón permitiendo que la sangre fluya por las venas y arterias de todo el cuerpo. También nos permite determinar el nivel de rendimiento de latido del corazón, así como información sobre la válvula aórtica [Penagos, 2005]. El pulso se puede palpar fácilmente en pies (pedial) y cuello (carótida) en cualquier otra parte del cuerpo donde la arteria pueda ser fácilmente comprimida contra la superficie ósea, tales como: temporal, carótida, braquial, radial, femoral, poplíteo, y pedial. La frecuencia cardíaca es el número de latidos por minuto y puede variar según la edad, sexo, actividad física, estado emocional, fiebre, medicamentos, hemorragias y estado de hidratación.
- *Frecuencia respiratoria*: la respiración es el proceso mediante el cual el individuo absorbe el aire del entorno y expulsa dióxido de carbono del

organismo; el ciclo respiratorio está conformado por una fase de inspiración y otra de espiración, ambas fases conforman el proceso de la ventilación pulmonar. La ventilación pulmonar es el proceso mecánico entre el flujo de entrada y salida de la atmósfera para introducir oxígeno al alvéolo y expulsar dióxido de carbono [Guyton, 2000]. Durante la inspiración, se contrae el diafragma y tira de la superficie inferior de los pulmones hacia abajo. Después durante la espiración, se relaja el diafragma y es el retroceso elástico de los pulmones, de la pared torácica y de las estructuras abdominales que comprimen los pulmones. La frecuencia respiratoria es la valoración externa del intercambio gaseoso pulmonar en un lapso de un minuto; sus condiciones normales se presentan en la tabla 1 [Penagos, 2005].

Tabla 1 Valores normales de la frecuencia respiratoria en relación con la edad.

Edad	Respiraciones por minuto
Recién nacido	30 – 80
Lactante menor	20 – 40
Lactante mayor	20 – 30
Niños de 2 a 4 años	20 – 30
Niños de 6 a 8 años	20 – 25
Adulto	15 – 20

- *Presión arterial:* la presión arterial es una medida que se obtiene de la presión que ejerce la sangre sobre las paredes de las arterias. Debido a que la sangre se mueve en forma de ondas, es posible obtener dos tipos de medidas de presión: la presión Sistólica que es la presión de la sangre debido a la contracción de los ventrículos; y la presión diastólica que es la presión que queda cuando los ventrículos se relajan [Penagos, 2005]. Para poder entender los movimientos de sístole y diástole, que son con los que el corazón impulsa la sangre, habrá que explicar las cuatro cavidades en las que está dividido el corazón y su función.

El corazón está conformado de dos cavidades superiores, la aurícula derecha y aurícula izquierda y dos inferiores llamadas ventrículo izquierdo y

ventrículo derecho. Las aurículas reciben la sangre para después enviarlas a los ventrículos, y éstos se encargarán de expulsar nuevamente la sangre del corazón. La aurícula derecha recibe la sangre poco oxigenada desde la vena cava superior y la vena cava inferior; seguidamente, la sangre pasa al ventrículo derecho para expulsar la sangre por la arteria pulmonar; ésta sangre se oxigena al pasar por los pulmones y regresa a la aurícula izquierda a través de las venas pulmonares; de aquí la sangre pasa al ventrículo izquierdo y éste se encarga de expulsar la sangre por la arteria aorta para proporcionar oxígeno a todos los tejidos del cuerpo.

- **Oximetría:** para entender la oximetría es necesario conocer la función que realiza la hemoglobina dentro del eritrocito. Esta proteína sirve para llenar la célula de oxígeno y hacer efectivo su transporte.

De acuerdo a la ley de Lambert: a mayor longitud de onda, mayor será la luz absorbida. Por lo que, la oximetría se define como el nivel de absorción de luz que tiene la hemoglobina oxigenada, y desoxigenada. La sangre desoxigenada absorbe mayor luz roja (660 a 700 nm) y la oxigenada mayor luz infrarroja (850 a 1000 nm). En la figura 1 se ilustra lo explicado anteriormente [Polaroid, 2015].



Figura 1 Nivel de absorción de luz de hemoglobina y oxihemoglobina.

Trabajos Relacionados

Los sistemas telemétricos permiten controlar, medir y monitorear remotamente y en tiempo real diversas variables [Dodge, 2011]. Por lo tanto, su aplicación no se limita a un área en específica. En consecuencia, la telemetría se puede aplicar a la salud debido a que es un tema relevante para la humanidad.

De acuerdo a Ramírez-Marín-Cifuentes (2015), la telemetría se utiliza para monitorear las señales fisiológicas de temperatura, ritmo cardiaco y presión arterial. También se puede monitorear la saturación de oxígeno [Castellano, 2012]. En el mercado y en la literatura, se encuentran varios dispositivos telemétricos que miden señales fisiológicas [Castellano, 2012]; [Edson, 2007], [Melo, 2009], [Mínguez, 2009], [Oviedo, 2016] demostrando que el tema es de gran interés por la academia, sociedad e industria.

En el presente artículo, se describe el diseño y desarrollo de un dispositivo de telemetría para monitorear la frecuencia cardiaca y saturación de oxígeno, utilizando tecnología abierta y con la intención de que se pública. Los resultados demuestran que el desarrollo tecnológico es funcional.

2. Métodos

En la figura 2, se presenta el diseño del proyecto que consta de la obtención de los signos vitales a través de sensores, su procesamiento y transmisión por Radio Frecuencia (RF) de 915 MHz. Una vez recibidos los datos por RF, se muestran en una interfaz gráfica para su análisis y seguimiento de una persona.

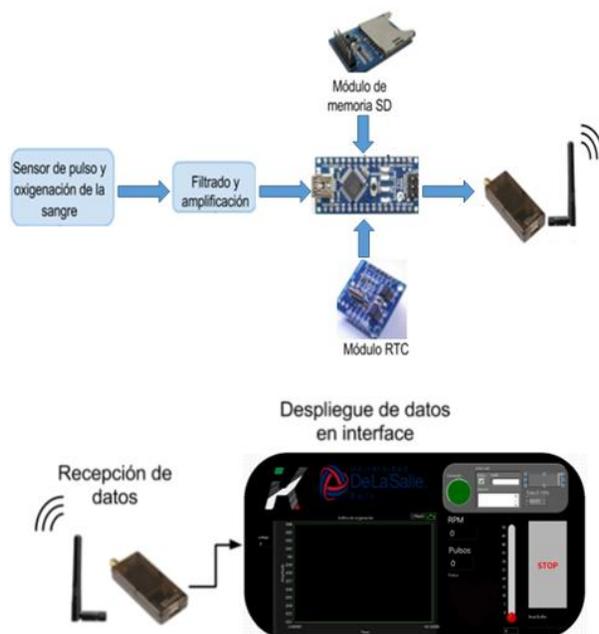


Figura 2 Escenario de desarrollo del proyecto.

Para medir el pulso y la saturación de oxígeno se unificaron en un solo sensor, debido a que a través de la gráfica de oxigenación es posible detectar el pulso del corazón, a esto se le llama pulsioxímetro. Sin embargo, la señal que entrega el fototransistor en conjunto con el led infrarrojo es muy tenue, por lo que, se necesitó un circuito encargado de amplificar la señal y filtrarla. Posteriormente, la señal se procesa por la tarjeta de desarrollo Arduino UNO nano. Finalmente, los datos se envían por el módulo de RF de 915 MHz.

Cuando el módulo de RF recibe los datos, los envía a una computadora a través de un cable USB y se presentan los datos en una interfaz gráfica programada en LabVIEW.

Circuito de Filtrado y Amplificación de Señal para Pulsioxímetro

El circuito de filtrado y amplificación de señal para pulsioxímetro se encuentra construido por un led infrarrojo (IR) como emisor y un fotodiodo como receptor. La luz infrarroja se refleja en el dedo para detectar el nivel de sangre oxigenada que pasa a través de él. La intensidad de luz que es recibida por el fotodiodo pasa primero por un filtro pasa altas de 1.5 Hz y después por dos etapas de amplificación con ganancia de 100 cada una, lo que da una ganancia total de 10,000. Como *amp op* se utilizó el LM358. En la tabla 2, se enlistan los componentes y su identificador que conforman el circuito. En la figura 3, se muestra el esquema del circuito diseñado para filtrar y amplificar la señal entregada por el fotodiodo para el pulsioxímetro; el voltaje de 5v se obtiene del regulador de voltaje que viene incluido en la tarjeta de desarrollo de Arduino UNO nano; cabe mencionar que todas las tierras del circuito están acopladas.

Antes de que la señal pase por la entrada positiva del amplificador operacional, ésta atravesará un filtro pasivo pasa altas el cual consta de un capacitor y una resistencia. Los componentes de éste filtro se calcularon para permitir el paso a frecuencias mayores de 1.5 Hz y así eliminar el ruido. Se sustituyen los valores en la ecuación 1.

$$R_1 = \frac{1}{2\pi F_c C_1} \quad (1)$$

Tabla 2 Componentes eléctricos que conforman el circuito para el pulsioxímetro.

Cantidad	Componente	Identificador
1	Led infrarrojo	LED1
1	Fotodiodo	U1
1	Amp op LM358 con dos etapas de amplificación en el CI	U2A, U2B
1	Resistencia de 120 Ω	R1
1	Resistencia de 22 kΩ	R2
1	Resistencia de 330 Ω	R3
2	Resistencias de 47 kΩ	R4, R7
2	Resistencias de 10 kΩ	R5, R8
2	Resistencias de 1 MΩ	R6, R9
2	Resistencias de 100 kΩ	R10, R11
1	Resistencia de 33 kΩ	R12
2	Capacitores electrolíticos de 2.2 μF	C1, C3
2	Capacitores cerámicos de 68 nF	C2, C4
1	Potenciómetro de 10kΩ	P1
1	Diodo zener 1N4148	D1

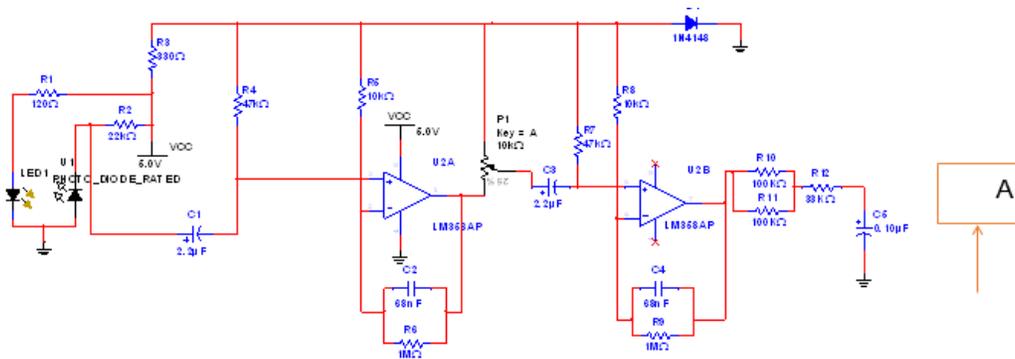


Figura 3 Esquema de circuito para oximetría de pulso.

Por tanto, dejándose fijo el capacitor electrolítico de 2.2 μF y se define la frecuencia de corte que será 1.5 Hz, el símbolo de R1 representa la resistencia que da como resultado se obtuvo que dicha resistencia deberá ser un valor cercano a 48.2 kΩ. La utilizada fue de de 47 kΩ, ya que fue el valor comercial más cercano al calculado. Para calcular los componentes del *amp op* de acuerdo con la ganancia deseada, ecuación 2.

$$A = \frac{R_f}{R_i} + 1 \quad (2)$$

En este caso se calcularon sus componentes para una ganancia de 100 en una sola etapa. Por lo que teniendo los valores $R_i = 10 \text{ k}\Omega$ y $A = 100$, se obtiene como resultado que el valor de la resistencia de R_f tiene un valor cercano a 990 kΩ; por

lo que, se utilizó una resistencia de $1\text{ M}\Omega$, ya que es el valor comercial más cercano. El circuito incluye dos etapas de amplificación con ganancia de 100, ambas ganancias se multiplican, obteniendo una ganancia total de amplificación de 10,000, o lo que es igual a 60 dB. Se realizaron pruebas del sensor colocándolo en el dedo y en la figura 4 se muestra la señal de salida de éste circuito sin tener conectado el módulo de RF.

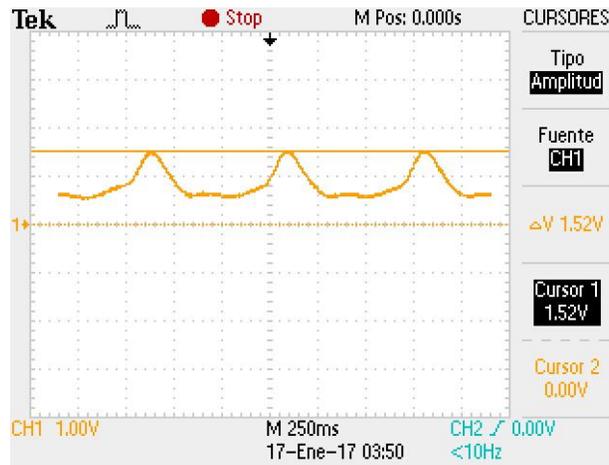


Figura 4 Medición realizada en osciloscopio del sensor de oximetría.

La señal mostrada en la figura 4 corresponde a el nivel de voltaje reflejado por el sensor, ésta señal servirá para obtener el nivel de oxigenación de la sangre. Los puntos donde aumenta esta señal hasta aproximadamente 1.5 V indica una palpitación del corazón, por medio de esta señal también se obtendrá la frecuencia cardiaca. Una vez filtrada y amplificada la señal, fue necesario agregar un tercer filtro pasivo pasa bajas antes de que sea procesada por el microcontrolador. Se decidió agregar este filtro debido al ruido electromagnético que se genera al conectar el módulo de RF. Éste filtro se calculó para una frecuencia de corte de 6.8 Hz. En la figura 5, de color naranja, se muestra la señal final después de haber agregado el filtro pasivo pasa bajas y de azul la señal sin el filtro pasa bajas después de haber conectado el módulo de RF.

Como fuente principal del circuito se utilizará una batería de 12 V a 3800 mA. El voltaje primero pasará por un regulador de voltaje ajustable LM317. El voltaje que éste regulador entrega se puede modificar de 0 a 12 V con el potenciómetro de 5

kΩ. Gracias al potenciómetro se logró regular el voltaje a 7 V el cual estará conectado al Vin de la tarjeta de desarrollo de Arduino UNO nano que ya cuenta con un regulador de 5 V integrado.

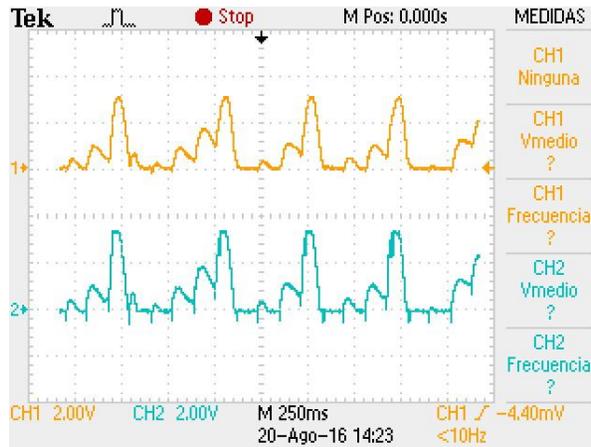


Figura 5 Medición realizada en osciloscopio del sensor de oximetría con módulo de RF.

El voltaje entregado por el regulador LM317 también estará conectado a un LM7805 que es un regulador de 5 V para alimentar el módulo de RF. En la tabla 3, se enlistan los componentes y su identificador que conforman el circuito. En la figura 6, se muestra el esquema del circuito de la fuente de voltaje.

Tabla 3 Componentes eléctricos que conforman el circuito de la fuente de voltaje.

Cantidad	Componente	Identificador
1	Resistencia de 240 Ω	R14
1	Potenciómetro de 5 kΩ	P2
2	Capacitores cerámicos de 0.1uF	C6, C9
2	Capacitores electrolíticos de 10uF	C7, C8
5	Diodos 1N4001	D2, D3, D4, D5, D6
1	Regulador ajustable LM317	U4
1	Regulador de 5V LM7805	U3
1	Batería de 12V	V1

Circuito para Activar Led Indicador de Pulso Cardíaco

Éste circuito se usa para encender un led cada vez que se detecta un pulso del corazón en el pulsioxímetro. Éste led se enciende cuando las salida digital D2 esté en HIGH y se apaga cuando se encuentre en LOW.

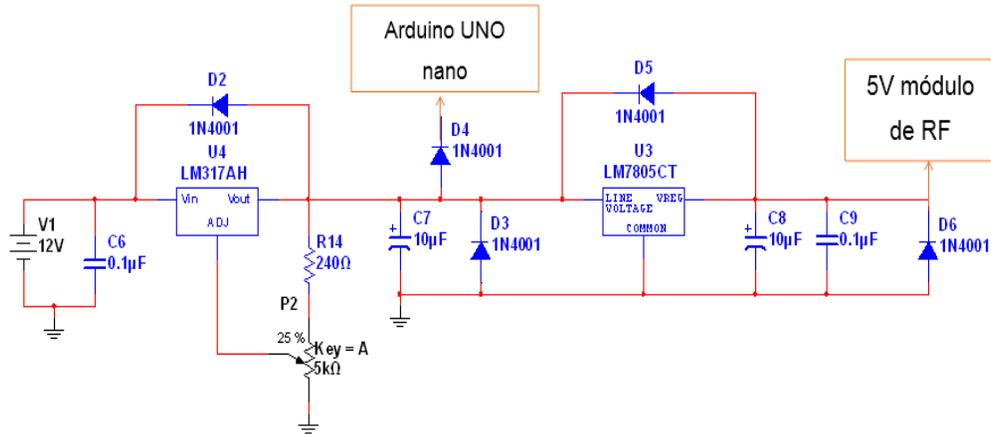


Figura 6 Esquema de fuente de voltaje.

El led servirá para usarlo de referencia y comprobar que el sensor del pulsioxímetro esté bien colocado, ya que se puede medir el pulso con los dedos y comprobar que coincida con el led. En la tabla 4, se enlistan los componentes y su identificador que conforman el circuito, y en la figura 7, se muestra el esquema del circuito que activa el led.

Tabla 4 Componentes eléctricos que conforman el circuito para encender el led indicador.

Cantidad	Componente	Identificador
1	Resistencia de 4.7 kΩ	R15
1	Potenciómetro de 330 Ω	R16
1	Transistor 2N2222	Q1
1	Led	LED2

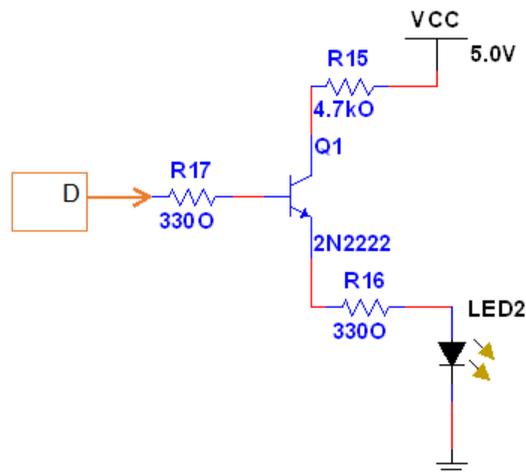


Figura 7 Esquema de circuito para activar el led.

Diseño de Circuito en PCB

Desde el software de “Multisim” se exportaron los componentes y conexiones a “Ultiboard” para poder diseñar la placa impresa. El diseño se hizo de una sola capa de cobre, para facilitar su manufactura. Algunos componentes fueron sustituidos por otros de montaje superficial.

En la figura 8, se muestra el circuito para obtener la saturación de oxígeno en la sangre y frecuencia cardiaca. Para poder sacar el porcentaje de saturación de oxígeno en la sangre es necesario hacer una comparación de la hemoglobina no oxigenada entre la oxigenada. Por esta razón fue necesario utilizar el SSL-LX5093HT que tiene mayor longitud de onda pero su intensidad lumínica es muy baja, y el led MT7315B-UR-A que proporciona mayor intensidad lumínica.

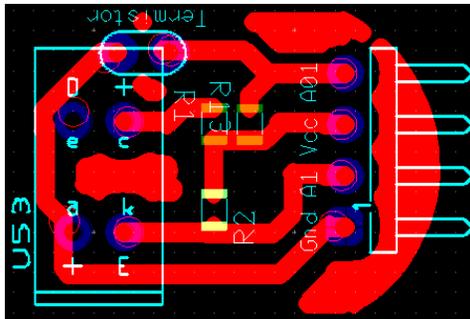


Figura 8 Diseño de circuito impreso, placa de 2x1.5 cm.

A partir de este punto, se desarrolló un dedal que se pueda colocar en cualquier dedo de la mano para medir el nivel de hemoglobina oxigenada que se refleja al pasar la luz infrarroja emitida por el led ver figura 9a. Posteriormente, se procedió a imprimir el dedal en 3D ver figura 9b.

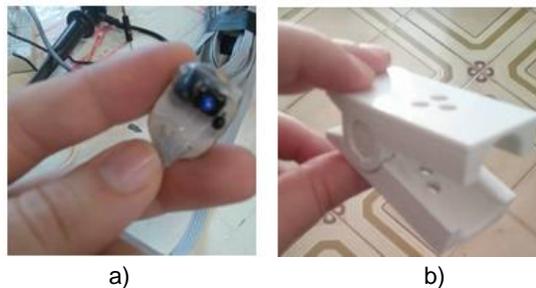


Figura 9 Diseño del dedal e impresión en 3D.

En la figura 10, se muestra como se montaron los leds utilizando la placa inicial; en ella se soldó por medio de cables el voltaje de la placa después de la resistencia de 120Ω al led infrarrojo y tierra al par de leds rojos. Ambos leds se conectaron en paralelo para que el voltaje de consumo fuera el mismo y sus corrientes se distribuyan. Se soldó una resistencia de 100Ω en cada led para protegerlos y no sobrepasar su "Forward voltage"; ecuación 3.

$$V = IR \quad (3)$$

Sustituyendo los valores en la ecuación 3 de la ley de ohm, donde V es voltaje, I es la corriente y R es la resistencia del circuito. Se le asignó a $I = 20 \text{ mA}$ que corresponden a su corriente de prueba y a $R = 100 \Omega$, da como resultado 2 V .



Figura 10 Montaje de dedal por dentro e indicación de donde va conectado cada cable.

Obtención de Nivel de Oxígeno en la Sangre y Pulso

Para poder obtener el nivel de oxígeno en la sangre es necesario calcular la relación del nivel máximo y mínimo de voltaje entre el led rojo y el IR; dicha relación se calcula con la ecuación 4 [Cardona, 2016].

$$R = \frac{(V_{maxR} - V_{minR}) * V_{minIR}}{(V_{maxIR} - V_{minIR}) * V_{minR}} \quad (4)$$

Donde:

- V_{maxR} . Voltaje máximo de led rojo.
- V_{minR} . Voltaje mínimo de led rojo.
- V_{maxIR} . Voltaje máximo de led IR.
- V_{minIR} . Voltaje mínimo de led IR.

Para obtener valores máximos y mínimos de cada led se estuvo alternando el encendido de ambos leds, ya que el led rojo y el led IR no pueden estar

encendidos al mismo tiempo; el led rojo permanecerá encendido 3 segundos y el led IR 6 segundos donde, solo 3 segundos se estará leyendo sus valores máximos y mínimos de voltaje y todo el tiempo en que permanezca encendido se estará leyendo el pulso. Mediante una condición se comprueba cuál de los dos leds se encuentra encendido, una vez detectado, por medio de un ciclo *FOR* se comienza a leer el voltaje de A1 (Entrada, señal amplificada de fotodiodo) cada 15 segundos y se almacena en un arreglo de 200 datos, del cual se usa solo el valor máximo y mínimo de voltaje.

Una vez que se calculó la relación, se usa la ecuación 5 para calcular el SPO2. Para mayor detalle de las ecuaciones 4 y 5 se sugiere revisar [Cardona, 2016].

$$SpO2 = (10.0002 * R^3) - (52.887 * R^2) + (26.871 * R) + 96.283 \quad (5)$$

En el caso del pulso, solo es posible medirlo con el led IR ya que la sangre arterial es pulsátil y la venosa no. En el programa se creó un método el cuál solo se usa durante el tiempo de encendido del led IR; en el programa se detecta cuando el voltaje de A1 aumentó y mediante la ecuación 6 se hace una estimación de pulsos por minuto de acuerdo al tiempo en que tardó en incrementar el voltaje.

$$Pulso = \frac{60,000}{Tiempo\ actual - Tiempo\ anterior} \quad (6)$$

Posteriormente, si el valor es mayor a 20, ya que los primeros segundos puede obtener lecturas erróneas, se almacena en un arreglo de 5 valores para promediarlos. En caso de que se detecte que el promedio es menor a 35 bpm (*beats per minute*) o mayor a 200 bpm, se considera que el usuario no se encuentra presente y por lo tanto el valor mostrado será 0.

Transmisión y recepción de datos

Debido a la interferencia electromagnética generado por los módulos de RF, en este proyecto se buscó lograr una comunicación tanto alámbrica como inalámbrica. Para ello se estuvo trabajando con dos puertos serial diferente los cuales son: los designados originalmente, D0 y D1 (Tx y Rx), y los creados por software por medio de la librería "SoftwareSerial.h".

Por medio de la librería “SoftwareSerial.h” se pueden crear varios puertos en serie con hasta velocidades de 115,000 baudios. También permite transmitir por varios puertos a la vez, sin embargo, solo puede recibir datos desde uno solo. Para designar los pines que se van a utilizar para el segundo puerto serial, se declaran con el siguiente comando: “SoftwareSerial nombre(pin_Rx,pin_Tx)”. A este segundo puerto se le llamó como “RF” y se designó el pin D9 para Rx y el D10 para Tx. Ambos puertos serial, se inicializan a una velocidad de 9600 baudios.

El envío y recepción de datos requiere de una interrupción cada 20 milisegundos. Inicialmente, se convierten las variables de: pulso, SPO2, y voltaje en strings; el voltaje se almacenará en la variable nombrada como “graf” en el programa. Después, se concatenan todos estos valores en una variable tipo string llamada “cadena” para ser enviada por puertos seriales, con un “\n” al final para indicar un salto de línea. Se utiliza el comando de “nombre_serial.println” para enviar los datos. Dentro de la variable “cadena”, cada dato se encuentra separado por una “,”. Este símbolo nos permitirá saber el inicio y el fin de cada valor, quedando de la siguiente manera:

```
Cadena= pulso2 + “,” + SPO2 + “,” + graf;  
RF.println (cadena);  
Serial.println(cadena);
```

Para almacenar los datos en una memoria SD, se utilizan dos librerías:

- “SPI.h” para la comunicación con el módulo de memoria SD.
- “SD.h” para el manejo de archivos en la memoria.

En el programa, se crea una variable de tipo file llamado “doc”. Los datos se almacenan en la memoria cada minuto; al pasar 60,000 mili segundos se entra a una interrupción donde: primero si esta puesta la memoria, comprueba que exista el documento llamado “Save.csv”, en caso de no existir, creará el documento y escribirá en sus encabezados los siguientes datos: Pulso/Bpm, SPO2/%, Temp/°C, Voltaje y RPM. Segundo, se abre el documento en modo de lectura y escritura, el comando utilizado para esto es “File_WRITE”. Tercero, escribirá en el documento la variable llamada “cadena” y se cerrará para guardar los cambios realizados.

3. Resultados

En esta sección, se presentan los resultados obtenidos sobre el funcionamiento del dispositivo telemétrico. Se realizaron pruebas utilizando el dispositivo y se compararon contra resultados de dispositivos comerciales. Además, se realizaron mediciones de potencia de transición y rango de alcance del módulo de RF.

Medición de Signos Vitales

Las mediciones se realizaron cada hora a partir de las 4:00 pm, a un paciente el día 19 de abril del 2017. Se obtuvieron 5 mediciones por lo que las pruebas terminaron alrededor de las 9:00 pm. Primero se efectuaron las pruebas de manera local, y en segundo se efectuaron con el módulo de RF.

Para las pruebas de SPO2 y frecuencia cardíaca, se colocó en la misma mano el pulsioxímetro convencional y el del sistema telemétrico para evitar alteraciones en los signos. En el caso del pulsioxímetro comercial entrega la SPO2 con números enteros; en éste proyecto se presentan los resultados con decimales para mayor exactitud. En las figura 11 y figura 12, se muestran los resultados obtenidos de la medición de SPO2 y frecuencia cardíaca sin el módulo RF y con el módulo RF, respectivamente.

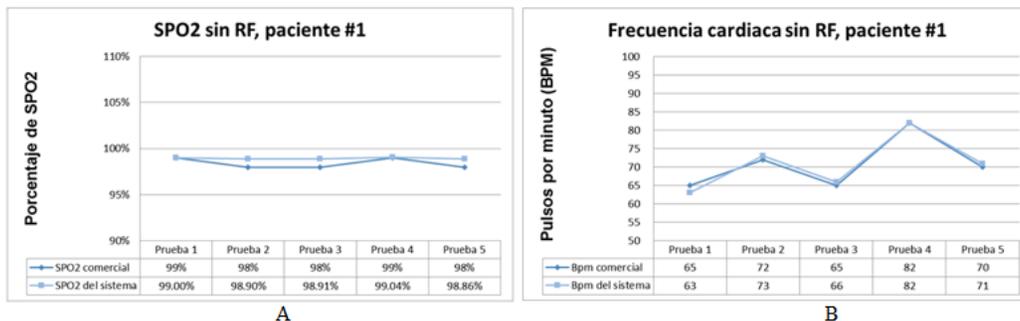


Figura 11 Resultados obtenidos por el sistema de telemetría desarrollado y del equipo comercial sin el módulo RF.

Medición de Potencia de Transmisión y Rango de Alcance

Se midió la potencia del transmisor en dos puntos diferentes. Uno fue desde el mismo punto de transmisión para ver la potencia máxima, la cual fue de -24.4 dBm a una frecuencia de 918.4 MHz, véase en la figura 13.

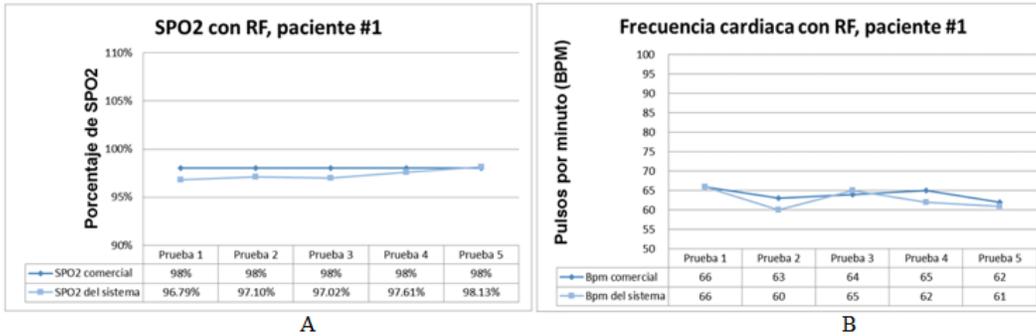


Figura 12 Resultados obtenidos por el sistema de telemetría desarrollado y del equipo comercial con el módulo RF.

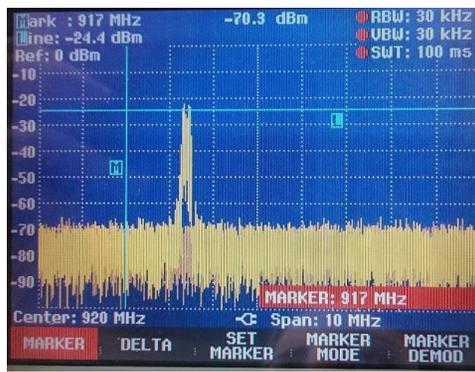


Figura 13 Medición de potencia máxima del transmisor.

Su rango de alcance fue de aproximadamente 50 m, a esta distancia todavía se recibían los datos constantemente y sin interferencias. Las pruebas se realizaron en los laboratorios de ingenierías de la Universidad de la Salle el Bajío, en León Guanajuato. En la figura 14 el transmisor se encuentra en el punto A y el receptor en el punto B.

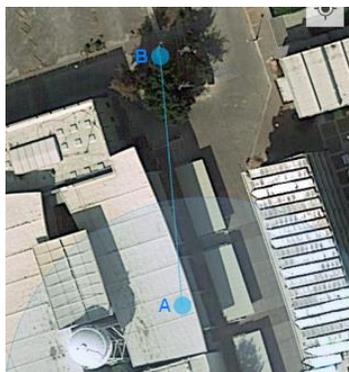


Figura 14 Rango de alcance del transmisor (A) al receptor (B).

4. Discusión

Se ha presentado un sistema capaz de medir correctamente la frecuencia cardiaca y nivel de oxigenación de la sangre de forma alámbrica o también, inalámbricamente, pero con un error de ± 3 en las medidas de SPO2 y frecuencia cardiaca. El sistema, también almacena en una memoria los datos medidos cada minuto para su posterior análisis.

En un dedal se colocaron dos leds rojos, un led IR y un fotodiodo para censar la luz absorbida. La luz roja es absorbida por la hemoglobina no oxigenada y la luz IR por la oxigenada y, también se usa para obtener la frecuencia cardiaca.

El sistema de telemetría transmite en un rango de 50m y se almacenan los datos en una memoria SD para su posterior análisis.

5. Conclusiones

Se ha diseñado y desarrollado un sistema de telemétrica para medir signos vitales. El diseño ha sido realizado el software Multisim y se han presentado la teoría y ecuaciones utilizadas para obtener los valores del SPO2 y frecuencia cardiaca. Con la intención de verificar el buen funcionamiento el sistema, se realizaron pruebas con una persona para comparar los resultados obtenidos con el sistema de telemetría desarrollado contra resultados obtenidos a través de un dispositivo comercial. Las figuras 11 y 12 demuestran que los resultados son cercanos a los de un producto comercial.

Agradecimientos

Se agradece a los revisores anónimos por sus valiosos comentarios que han servido para mejorar la calidad del artículo. También se agradece al Mtro. Enrique Aguilar Vargas por su apoyo en el desarrollo del proyecto.

6. Bibliografía y Referencias

- [1] Castellano, N. N., Gázquez Parra, J. A., López Rodríguez, J. F., Manzano Agugliaro F. Sistema de telemetría para la transmisión de datos desde ambulancia. DYNA, vol. 79, no. 175, pp. 43-51, 2012.

- [2] Cardona Soto, J. A., et al. Diseño e implementación de un oxímetro de pulso con Labview y la NI MyDAQ. *CULCyT*, no 55, 2016.
- [3] Dodge, M. Telemetría utilizando redes de datos de telefonía celular. *INGENIARE*, vol. 6, no. 11, pp. 67-78, 2011.
- [4] Edson, B.P., Duvan, C.Y., Leonardo, R.L. Sistema de monitoreo de cardiaco para pilotos de combate en pleno vuelo. *IV Latin American Congress on Biomedical Engineering*, 2007.
- [5] Guyton, C., & Hall, J. E. *Tratado de Fisiología Medica*. Philadelphia (EUA): McGraw-Hill, 2000.
- [6] Melo León, H.E., Maya Quintero, A.J. Dispositivo para telemetría de señales biológicas que permite la utilización de diferentes tecnologías. *Universidad Militar Nueva Granada*, pp. 1-190, 2009.
- [7] Mínguez Vital, Monitoreo de parámetros a través de un sistema de telemetría. *Instituto Politécnico Nacional*. Pp. 1-97, 2009.
- [8] Oviedo Riera, P.G., Valdivieso Mora, P.A. Sistema de telemetría para adquisición y procesamiento de bioseñales para neonatos. *Universidad del Azuay*, pp. 1-88, 2016.
- [9] Penagos, S. P., Salazar, L. D., & Vera, F. E. Control de signos vitales. *Guías para manejo de Urgencias*. Bogotá (Colombia): Fundación Cardioinfantil, pp. 1465-1473, 2005.
- [10] Polaridad. Principio de funcionamiento del oxímetro para monitorización del pulso. Marzo, 2015: <http://polaridad.es/monitorizacion-sensor-pulso-oximetro-frecuencia-cardiaca/>.
- [11] Ramírez López, L. J., Marín López, A. F., Cifuentes Sanabria, Y. P., Aplicación de la biotelemetría para tres signos vitales. *Ciencia y Poder Aéreo*, vol. 10, no. 1, 2015.
- [12] Villegas González, J., Villegas-Arenas, O.A., & Villegas-González, V. Semiología de los signos vitales: Una mirada novedosa a un problema vigente. *Archivos de Medicina (Colombia)*. vol. 12, no. 12, pp. 221-240, 2012.