

## Monitor de pulsos cardíacos

Ing. Avenar Chávez Ángeles<sup>1</sup>, M.C. Aarón González Rodríguez<sup>2</sup>, Dr. Pedro Martín García Vite<sup>3</sup>

**Resumen:** En los últimos años, el problema de salud en México debido a la gran cantidad de enfermedades cardiovasculares y el incremento de millones de muertes anuales a nivel mundial ha impulsado el crecimiento de nuevas técnicas para la detección oportuna, monitoreo y tratamiento de dichas enfermedades. Esta publicación presenta el diseño de un dispositivo capaz de detectar y medir la señal de la frecuencia cardíaca por medio de un sensor infrarrojo, utilizando la técnica de fotopleletismografía. El objetivo fue facilitar la información obtenida, para que el médico especialista pueda evaluar el tratamiento de cada paciente y tomar decisiones sobre otros estudios para valorar posibles causas. Este trabajo dio como resultado la construcción del sensor, el diseño de la etapa acondicionada y la programación en software, para obtener la señal y medición del corazón, siendo capaz de activar una señal de sonido o alarma en caso de rebasar ciertos límites.

**Palabras clave:** Fotopleletismografía, Sensor infrarrojo, Frecuencia cardíaca.

### Introducción

Las mediciones no invasivas son una pieza fundamental en la medicina cardiovascular actual, proporcionan diagnósticos precisos y aportan información que permiten realizar un seguimiento de las diferentes enfermedades del corazón. Forman parte de la actividad clínica cotidiana, de tal forma que no se puede concebir la medicina cardiovascular, sin dichas técnicas de mediciones no invasivas.

Las mediciones no invasivas son exámenes médicos que no penetran la piel del paciente, las formas más comunes de mediciones no invasivas son: por *auscultación* (percepción de ruidos del sistema orgánico), *oscilometría* (medición de resistencia del sistema respiratorio), *palpación* (exploración del cuerpo humano) y *pletismografía*. Estos métodos son sencillos y rápidos, además requieren menor pericia y no son dolorosos para el paciente. Su uso más común es para exámenes y monitoreo de rutina (García Magaña, 2013).

La pletismografía es un método para medir parámetros orientados al diagnóstico de las enfermedades pulmonares o cardiovasculares, basado en la *medición de cambios de presión y cambios de volumen* (Savia, 2019).

Los tipos de pletismografía son: pulmonar, corporal y de las extremidades, siendo la pletismografía de las extremidades el tipo de medición empleada para la detección del pulso arterial, esta consiste en un examen que compara la *presión arterial* en las piernas y en los brazos (Savia, 2019).

A partir de los años 70 se desarrollaron un número considerable de técnicas para la pletismografía de las extremidades. Su diferencia se apoyaba en la metodología utilizada y en su rango de sensibilidad. Algunas de estas técnicas son: la pletismografía de agua, la pletismografía de aire, la pletismografía de impedancia, la pletismografía por anillos de mercurio (*strain gauge*), y la fotopleletismografía. La fotopleletismografía consiste en registrar de una manera *no invasiva* las mediciones de cambios de volumen, como consecuencias de variaciones del flujo sanguíneo en las diferentes partes del cuerpo de una persona, especialmente en sus extremidades (García Magaña, 2013) (Rutherford, 2006).

Su principio físico se basa en la capacidad de la gama infrarroja de la energía lumínica, al *incidir y reflejarse* en el flujo sanguíneo de las arterias y venas subcutáneas. La fuente emisora de esta energía lumínica de infrarrojos es un diodo emisor de luz y el receptor, un fototransistor (García Magaña, 2013). La absorción de esta luz se debe a que, con cada ciclo cardíaco, el corazón bombea sangre a la periferia. A pesar de que este pulso de presión es algo amortiguado por el tiempo que llega a la piel, es suficiente para dilatar las arterias y arteriolas en el tejido subcutáneo (García Magaña, 2013). El cambio de volumen causado por la presión del pulso es detectado en la piel con la luz infrarroja que emite el diodo LED; luego se mide la cantidad de luz transmitida o reflejada en el fototransistor (García Magaña, 2013) (Martínez González, 2008).

Aplicando la medición de fotopleletismografía, la señal de las variaciones puede ser obtenida por diferentes técnicas de captura, en el extremo de un solo dedo. Las técnicas de captura son: por trans-iluminado, reflexión de luz y fibra óptica. Mostramos, como ejemplo, la Figura 1 (García Magaña, 2013) (Martínez González, 2008).

<sup>1</sup> El Ing. Avenar Chávez Ángeles es estudiante de Maestría en Ingeniería Eléctrica en el Instituto Tecnológico de Ciudad Madero, México. [vueltaporeluniverso\\_86@hotmail.com](mailto:vueltaporeluniverso_86@hotmail.com) (autor correspondiente)

<sup>2</sup> El M.C. Aarón González Rodríguez es Profesor de Ingeniería Electrónica en el Instituto Tecnológico de Ciudad Madero, México. [aaronglzrod@yahoo.com.mx](mailto:aaronglzrod@yahoo.com.mx)

<sup>3</sup> El Dr. Pedro Martín García Vite es Profesor de Ingeniería Electrónica en el Instituto Tecnológico de Ciudad Madero, México. [pedro.vite@itcm.edu.mx](mailto:pedro.vite@itcm.edu.mx)

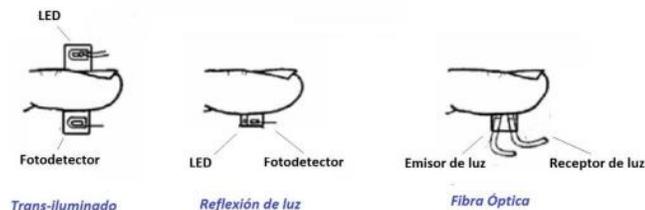


Figura 1. Técnicas de captura en fotopleletismografía (Velázquez Elizondo & Villagrán Valencia, 2016).

La señal obtenida por cualquiera de las técnicas, estará directamente relacionada con la frecuencia cardíaca, donde cada periodo de la señal corresponderá a una pulsación del corazón (García Magaña, 2013).

La señal presentará dos picos por cada periodo, el pico mayor representará la presión sistólica y el segundo pico representará el inicio de la presión diastólica cuyo valor es el mínimo de la curva; los valores de estos picos indicarán la información sobre el ritmo cardiaco de cada paciente, como se muestra en la Figura 2 (García Magaña, 2013).

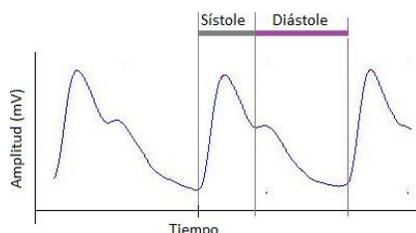


Figura 2. Representación de la señal por fotopleletismografía (Álvarez Gómez, 2015).

En todo el cuerpo humano circula sangre que es bombeada por el corazón, hay un flujo de sangre oxigenada y también de sangre desoxigenada, estas dos variaciones hacen que en la mano exista el paso de más o menos cantidad de luz, lo cual da oportunidad de tomar los datos y visualizarlos en un osciloscopio (García Magaña, 2013).

En la medición de variaciones de volumen y de manera no invasiva en las extremidades del cuerpo, el pulso en el extremo de un dedo, ofrece la manera más sencilla y cómoda de detectar y medir la frecuencia o el ritmo cardíaco por medio de un sensor infrarrojo (García Magaña, 2013).

Esta publicación presenta el diseño de un dispositivo capaz de detectar y medir la señal de la frecuencia cardíaca por medio de un sensor infrarrojo utilizando la técnica de fotopleletismografía. El objetivo es facilitar la información obtenida, para que el médico especialista pueda evaluar el tratamiento de cada paciente y tomar decisiones sobre otros estudios para valorar posibles causas. A continuación, se desarrolla la construcción del sensor, el diseño de la etapa acondicionada y la programación en software, para obtener la señal y medición del corazón, y ser capaz de activar una señal de sonido o alarma en caso de rebasar ciertos límites.

## Desarrollo

La construcción y diseño del dispositivo constó de dos secciones mayores: 1. Diseño de la sección de acondicionamiento, y 2. Diseño de la sección digital. A continuación, se desarrolla la metodología utilizada en cada etapa.

### 1. Diseño de la sección de acondicionamiento

El diseño de la sección de acondicionamiento de la señal está conformado por 6 etapas:

1. La etapa del sensor infrarrojo,
2. el amplificador de voltaje inversor,
3. el comparador con histéresis,
4. el multivibrador monoestable,
5. el convertidor de frecuencia a voltaje y
6. el seguidor de voltaje.

Dado que los circuitos operacionales son alimentados con fuentes de voltaje positiva y negativa, únicamente se disponía de la fuente de voltaje positiva del sistema Arduino para alimentar la sección de acondicionamiento. Por lo que, fue necesario adaptar un circuito integrado que generará la fuente de voltaje negativa a partir de la fuente de

alimentación positiva, para la alimentación del amplificador de voltaje inversor, el comparador con histéresis y el seguidor de voltaje.

#### Obtención de la señal

La primera etapa, mostrada en la Figura 3, es el circuito del sensor compuesto por un diodo Led infrarrojo y un fototransistor; la hemoglobina oxigenada absorbe más la luz infrarroja, mientras que la hemoglobina reducida permite el paso de la luz infrarroja. La radiación infrarroja tiene la característica de pasar o atravesar un dedo que contiene circulación sanguínea y la absorción cuantitativa de energía puede ser analizada por medio del fototransistor infrarrojo. Al variar la intensidad de la luz que transmite el diodo infrarrojo influenciada por la hemoglobina, se producirá un muy pequeño cambio de voltaje en el colector del fototransistor (Señal 1), montado sobre un nivel de C.D.

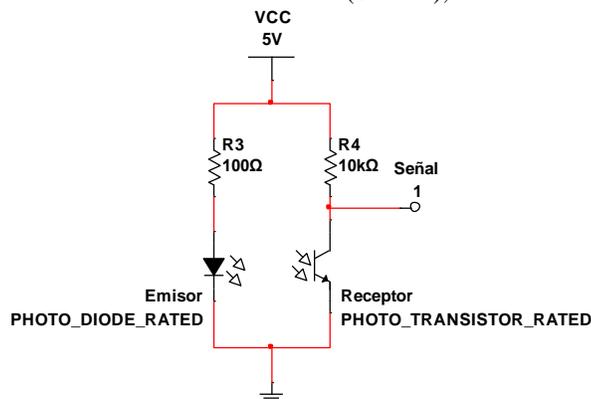


Figura 3. Sensor infrarrojo.

#### Amplificación de la señal

La etapa dos, mostrada en la Figura 4, consta de dos amplificadores de voltaje inversor, cada uno con acoplamiento capacitivo en su entrada (C1 y C3) para cancelar el nivel de voltaje de CD que hubiera en la señal 1 y a la salida del primer amplificador, y con un condensador en la retroalimentación negativa (C2 y C4), para reducir ruido indeseable y amplificar la señal de voltaje de entrada (Señal 1) 10 000 veces, dando un voltaje más elevado a la salida (Señal 2).

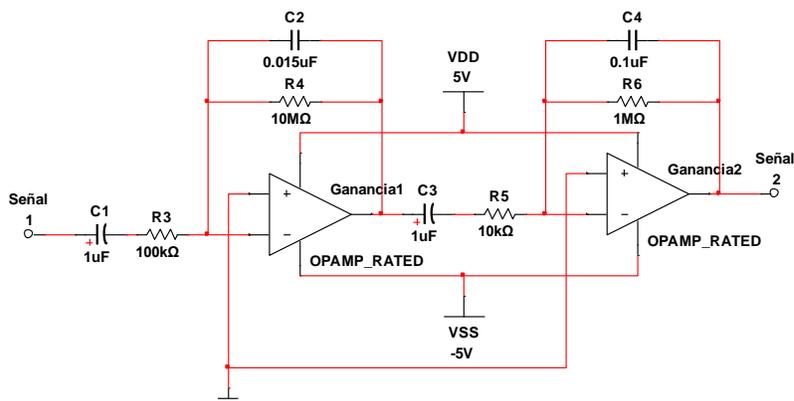


Figura 4. Amplificadores de voltaje inversor.

#### Modulación de la señal

La tercera etapa, mostrada en la Figura 5, es un comparador de voltaje con histéresis. Este identifica cuando la onda de voltaje a su entrada (Señal 2) rebasa cierto valor límite determinado por el divisor de voltaje formado por R1 y R4, generándose así, un pulso en la Señal 3 por cada latido del corazón.

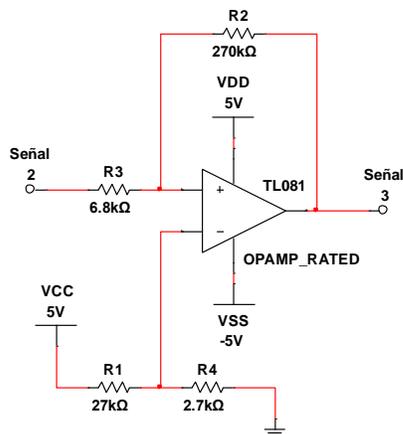


Figura 5. Comparador de voltaje con histéresis.

La histéresis permite que se tengan dos niveles distintos de comparación, uno mayor cuando la señal 2 se incrementa, y otro menor cuando decreta, lo que previene falsos cambios en la señal 3 por ruido que tenga la señal 2.

*Generador de pulsos y activador del buzzer*

En la cuarta etapa de acondicionamiento, mostrada en la Figura 6, se tiene un oscilador monoestable implementado con un Timer 555, el cual produce un pulso de duración constante activado por la Señal 3. Se ha dispuesto a la salida del Timer, un buzzer (zumbador) de CD que emite un tono agudo audible, por cada pulso detectado.

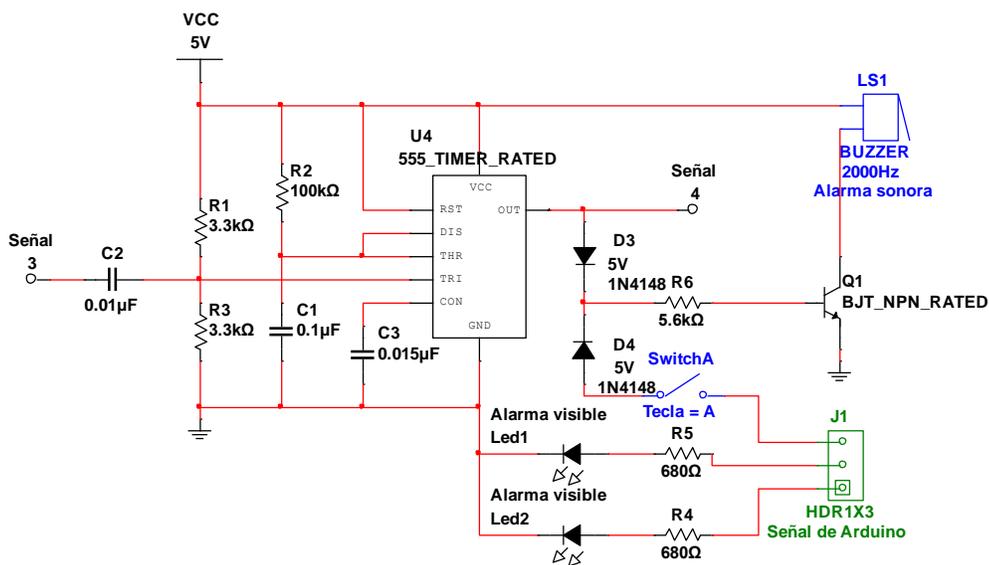


Figura 6. Multivibrador monoestable.

Si durante cada pulsación detectada también es superado uno de los dos rangos establecidos, el sistema Arduino enviará la señal de alarma a través del mismo buzzer; en dicho caso es necesario adaptar dos diodos D3 y D4 semiconductores contrapuestos uno con el otro, para que la corriente fluya en dirección hacia el buzzer y no hacia el circuito monoestable o al sistema Arduino.

En el caso de los leds 1 y 2, serán activados cuando el sistema Arduino detecte un valor fuera del rango establecido, si es un valor por debajo del rango encenderá el led 1 y si es un valor por arriba del rango encenderá el Led 2.

*Conversión de la señal analógica a digital*

En la quinta etapa, mostrada en la Figura 7, se emplea un circuito integrado LM331 como convertidor de frecuencia a voltaje, el cual recibe a su entrada los pulsos provenientes del oscilador monoestable (Señal 4), y entrega a su salida

(Señal 5), un voltaje de C.D. directamente proporcional a la frecuencia de los pulsos en su entrada, es decir, la frecuencia cardiaca.

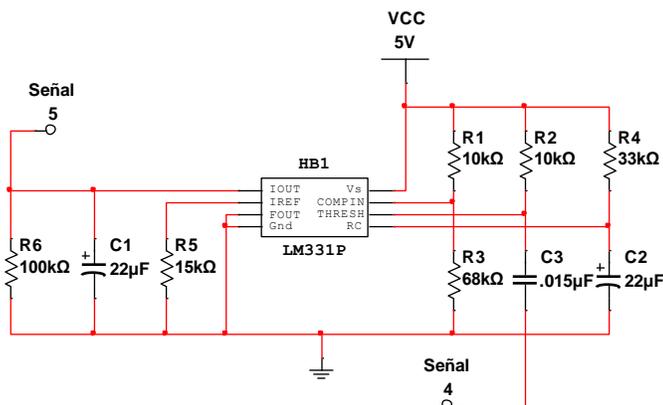


Figura 7. Convertidor de frecuencia a voltaje.

*Transmisión de la señal*

La sexta etapa se muestra en la Figura 8 y consta de un amplificador operacional conectado como seguidor de voltaje, con un divisor de voltaje en su entrada, para escalar la magnitud del voltaje (Señal 5) a un valor adecuado para su lectura en el sistema digital Arduino que será utilizado en la sección digital.

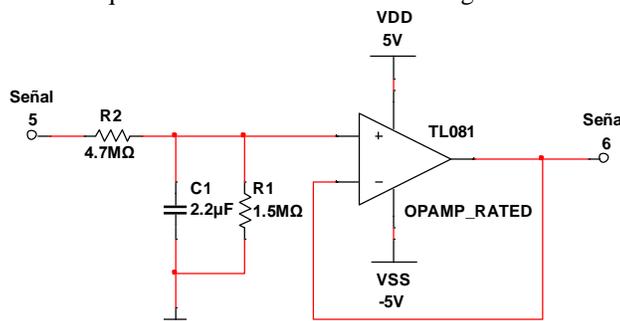


Figura 8. Seguidor de voltaje.

*Fuente de alimentación negativa*

Debido a que los amplificadores operacionales son operados con una fuente doble de +5V y -5V, y solo se dispone de la fuente de +5V tomada del sistema Arduino, se usó un circuito integrado convertidor de CD a CD mostrado en la Figura 9. Este integrado entrega en su salida 5V aislados con respecto a su alimentación de 5V, por lo que, conectándolo apropiadamente se obtienen los -5V deseados.

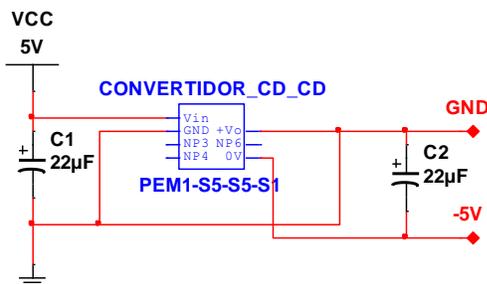


Figura 9. Fuente negativa.

*Diagrama de flujo del monitor de pulsos*

Al iniciar el sistema arduino, por medio de un display mostrará un menú interactivo, donde una vez visualizando e introduciendo el rango de frecuencias, por medio de un teclado matricial, podrá mostrarse el registro de los valores

mínimo y máximo establecidos. El sistema Arduino comenzará a recibir el voltaje proporcional a la frecuencia cardiaca, haciendo comparacion con los valores establecidos en un ciclo continuo, si logra alcanzar una determinada condicion, el programa podrá ejecutar cierta declaración.

Es decir, si la frecuencia cardiaca es menor o igual al valor minimo, se encenderá un led de color amarillo, llamado LED 1, pero si la frecuencia cardia es mayor al valor minimo establecido, no encenderá el LED 1 o de color amarillo. Por otra parte, si la frecuencia cardiaca es mayor o igual al valor máximo, encenderá un led de color rojo, llamado LED 2, pero si la frecuencia cardiaca es menor al valor máximo establecido, no encenderá el LED 2 o de color rojo.

Siguiendo el patron de los LED's 1 Y 2, y al mismo tiempo que estos, podrá activarse y desactivarse un buzzer, ademas de que tendrá implementado manualmente un Switch adicional. En caso de que el paciente ya haya sido atendido, y de no poder mantener un rango de frecuencia estable, el buzzer podrá silenciarse, en caso de volverse un ruido indeseable.

El sistema Arduino posee un boton de RESET que es aprovechado para cambiar el monitor de pulsos cardiacos, a otro paciente e ingresar nuevos datos.

A continuación se presenta el diseño del funcionamiento del proceso digital, mostrado en la Figura 10.

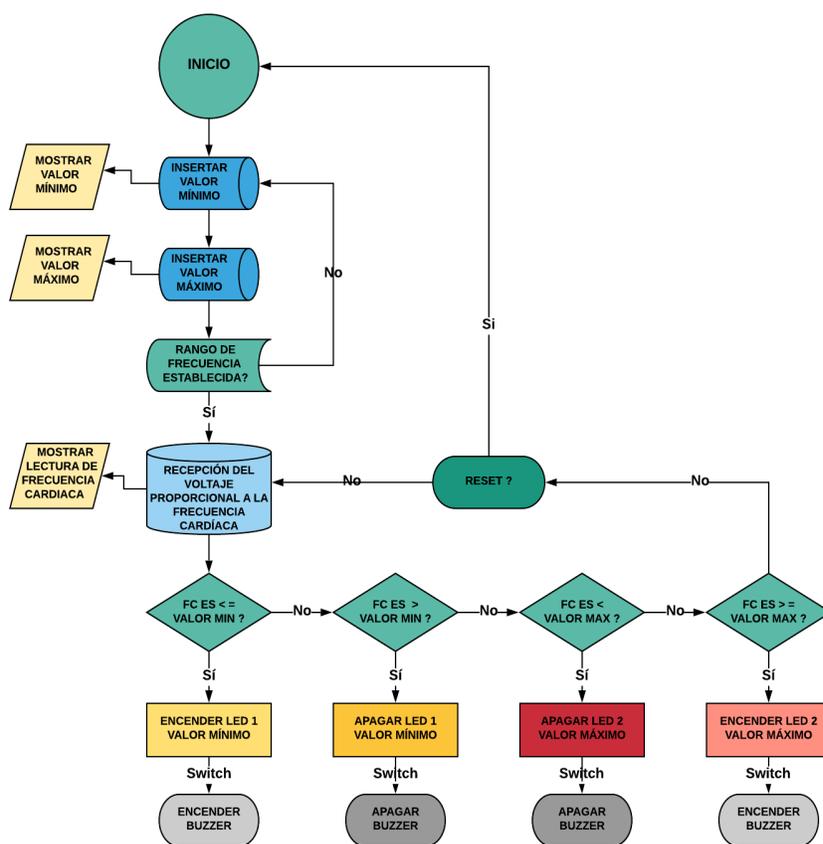


Figura 10. Diagrama de flujo que se ejecuta en el sistema Arduino.

## 2. Diseño de la sección digital

El diseño de la sección digital de la señal, está conformado por 2 etapas: El hardware y el software. En el hardware se incluye el sistema Arduino, el teclado matricial, el display y las alarmas. El software se refiere al código Arduino.

### Desarrollo del hardware

Para procesar y visualizar la frecuencia cardiaca, se usa un sistema Arduino. Se usa un teclado matricial para introducir el valor máximo y mínimo para el rango de frecuencias normales del paciente, y un display para visualizar los valores proporcionales a la frecuencia cardiaca, ademas de mostrar los limites establecidos en el sistema Arduino. En caso de que la frecuencia se salga de este rango, se activarán las alarmas visuales y la audible. A continuación, se muestran los componentes del hardware en la Figura 11.

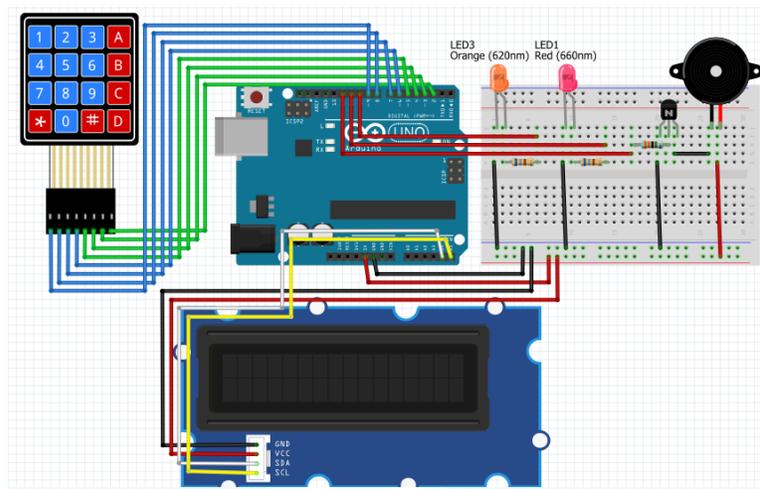


Figura 11. Desarrollo del hardware.

### Resultados

En el desarrollo de este proyecto, se analizó la técnica de medición no invasiva del registro de cambios de volumen para la detección del pulso arterial, basada en la capacidad de la gama infrarroja de la energía lumínica, al incidir y reflejarse en el flujo sanguíneo de las arterias, en las extremidades del cuerpo, conocida como fotopleletismografía.

Este trabajo dio como resultado el prototipo del monitor de pulsos cardiacos, conformado por la elaboración del sensor, la construcción de cada una de las etapas en la sección de acondicionamiento, así como el desarrollo de la programación del hardware en la sección digital, para obtener y medir la frecuencia del corazón, siendo capaz de activar una señal de sonido o alarma visual y audible, en caso de rebasar ciertos límites predeterminados por el usuario.

#### *Pruebas y mediciones*

Se hicieron pruebas de medición tomando el pulso en 4 personas, colocando las puntas de los dedos anular y medio, en la parte interna de la muñeca por debajo de la base del pulgar, presionando ligeramente y contando los latidos que se sienten, durante 15 segundos y multiplicando por cuatro. Estas lecturas se compararon con la registrada en el prototipo, observándose un correcto funcionamiento.

El prototipo de medición también se utilizó en 2 personas de piel más clara, y en 2 personas de piel menos clara, comparándolo con un reloj digital con monitor de ritmo cardiaco y un monitor de presión arterial, comprobando lecturas aproximadas y muy confiables, mostrando una excelente operación el sistema de las alarmas.

Debido a características fisiológicas que limitan al prototipo, el dispositivo de medición únicamente se utilizó en 4 personas jóvenes y 4 personas adultas. Al igual que otros dispositivos de monitoreo, el prototipo debe cuidarse de ambientes de iluminación muy intensa, evitar movimientos con el dispositivo y evitar obstáculos de absorción de luz, como esmalte para uñas o metales como anillos.

En síntesis, se utilizaron cuatro mediciones diferentes, una por palpación y tres por fotopleletismografía. Se analizaron ocho personas voluntarias, para realizar dos pruebas distintas al primer grupo de cuatro personas y tres pruebas distintas al segundo grupo de cuatro personas. Es decir, cuatro mediciones directamente del pulso, cuatro mediciones con el reloj digital y cuatro mediciones con el monitor de presión, siendo confirmadas por el prototipo cada una con las doce mediciones tomadas.

### Conclusiones

El objetivo general de este proyecto de investigación fue presentar el diseño y construcción de un dispositivo capaz de detectar y medir la señal de la frecuencia cardíaca por medio de un sensor infrarrojo, utilizando la técnica de fotopleletismografía. La justificación fue facilitar la información obtenida para que el médico especialista pueda evaluar el tratamiento de cada paciente y tomar decisiones sobre otros estudios para valorar posibles causas. Como aportación principal, se espera que el dispositivo se pueda comercializar, en hospitales, clínicas o personas que requieran un monitoreo constante, al implementar una menor cantidad de componentes, reduciendo costos y recursos para su elaboración.

Aun cumpliendo satisfactoriamente los objetivos específicos y alcances establecidos, se pueden hacer mejoras para garantizar un mayor desempeño en el sistema propuesto, accediendo a un trabajo futuro de investigación, siendo en el

estado del arte de la medicina o de ingeniería, para lograr una metodología de diseño mucho más completa en ambas disciplinas. Solo queda esperar que este trabajo sea de ayuda para aquellos que deseen considerarla como un punto de partida para nuevos proyectos o simplemente para su experimentación personal.

#### *Recomendaciones para trabajos futuros*

El tema de esta investigación permite la integración de proyectos futuros, debido a las posibilidades que ofrece el dispositivo por la utilización de plataforma de hardware y software libre, por lo que se plantean las siguientes recomendaciones; continuar el desarrollo del tema del monitor de pulsos cardiacos, agregando instrumentos que permitan la medición de otros parámetros fisiológicos y la transmisión de los mismos, incorporando módulos de comunicación inalámbrica al dispositivo, permitiendo el almacenamiento de dicha información, o visualización para monitoreo a distancia.

#### **Referencias**

- Daniel M. González. (2008). Sistema autónomo para la medida óptica del ritmo cardíaco. España: Universidad Politécnica de Cataluña. 55p.
- Haydee Adelaida García Magaña, México, D.F. 2013, Instituto Politécnico Nacional, Diseño y construcción de un medidor de pulso cardíaco para personas con problemas de taquicardia, Ingeniero en Comunicaciones y Electrónica.
- Laura Álvarez Gómez (2015). Técnicas para la estimación precisa del HRV mediante un sensor fotopletismográfico. España: Universitat Politècnica de Catalunya  
[https://upcommons.upc.edu/bitstream/handle/2117/78272/Laura\\_Alvarez\\_PFC.pdf](https://upcommons.upc.edu/bitstream/handle/2117/78272/Laura_Alvarez_PFC.pdf)
- Pedro Enrique Velázquez Elizondo, Luis Javier Villagrán Valencia, Ciudad de México 2016, Instituto Politécnico Nacional, Monitor de ritmo cardiaco para dispositivos Android mediante un enlace bluetooth, Ingeniero en Comunicaciones y electrónica.
- Rutherford. (2006). Cirugía vascular (6a ed.). España: Elsevier Mosby. 2502p. ISBN-13: 978-84-8174-934-2.
- Savia, Pletismografía, Salud sabia, 20/06/2019 <https://www.saludsavia.com/contenidos-salud/otros-contenidos/pletismografia>