UNIVERSIDAD
NACIONAL
DE COLOMBIA

Diseño y Construcción de un Laboratorio Portátil Básico de Física Médica para Primeros Auxilios

Edwin Fernando Rodríguez Calvo

Universidad Nacional de Colombia

Facultad de Ciencias

Departamento de Física

Bogotá, Colombia

2018

Diseño y Construcción de un Laboratorio Portátil Básico de Física Médica para Primeros Auxilios

Edwin Fernando Rodríguez Calvo

Trabajo presentado como requisito parcial para optar al título de:

Magister en Ciencias - Física

Director:

Ph.D. Pedro Hernan Sánchez Machet

Línea de Investigación:

Física Experimental e Instrumentación Biomédica

Universidad Nacional de Colombia

Facultad de Ciencias

Departamento de Física

Bogotá, Colombia

2018

Contenido

Resumen 2
1 PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA 4
2 FUNDAMENTOS TEÓRICOS 5
2.1 Signos vitales 5
2.2 Frecuencia Respiratoria 5
2.3 Ritmo Cardiaco 7
2.4 Saturación de Oxígeno 8
2.5 Arduino 11
2.6 Processing 12
3 FUNDAMENTOS FÍSICOS Y ELECTRÓNICOS 14
3.1 Semiconductores 14
3.2 Circuitos Integrados 18
3.3 Filtros 19
3.4 Conversor Análogo Digital 21
3.5 Reflexión de la luz 23
4 DESCRIPCIÓN DEL SISTEMA Y TÉCNICAS DE MEDIDA 25
4.1 Generalidades del sistema 25
4.2 Termistor 27
4.3 Fotopletismografía 29
4.4 Oximetría 31
5 **PROCESOS DE TRANSDUCCIÓN** 36
5.1 Medición de la frecuencia respiratoria con el uso de un termistor 36
5.2 Monitoreo del ritmo cardiaco con un sensor basado en Fotopletismografía 36
5.3 Cálculo de la saturación de Oxígeno 37
6 **RESULTADOS** 39
6.1 Medición Frecuencia Respiratoria 39
6.2 Frecuencia y ritmo cardiaco 40
6.3 Cálculo del porcentaje de la Saturación de Oxígeno 43
7 **CONCLUSIONES** 44
8 **BIBLIOGRAFÍA** 45
9 **CÓDIGOS PARA ARDUINO Y PROCESSING**. 48

Resumen

En el presente trabajo se muestra un sistema integrado práctico, que permite la captura de forma no invasiva de señales emitidas por el cuerpo humano, a través de sensores y transductores, cada uno acoplado a la plataforma Arduino por medio de un circuito electrónico diseñado para cada caso. El sistema hace uso de una interfaz en Processing que permite visualizar en tiempo real los datos que ingresan al Arduino. Posterior a la visualización, se hace validación de la información y se realiza una transcripción en función de las unidades de medida y parámetros establecidos por la jerga médica, para cada una de las variables fisiológicas medidas. El sistema permite establecer contacto directo con el sistema operativo Android, lo cual facilitaría la modalidad médico a distancia en caso de una eventual urgencia.

Palabras clave: Oximetría, Fotopletismografía, Arduino, Sensores y Transductores.

Abstract

In this study a practical integrated system is presented. It allows the capture of non-invasive signals emitted by the human body form, through sensors and transducers, each coupled to the Arduino platform by means of an electronic circuit designed for each case. The system uses an interface that displays real-time data entering the Arduino. After the display, the information is validated and a transcript is performed according to the units of measurement and parameters established by medical jargon, for each of the physiological variables measured. The system allows direct contact with the Android operating system, which would facilitate remote medical assistance modality in case of any emergency.

Keywords: Oximetry, Photoplethysmography, Arduino, Sensors and Transducers.

1 PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

El sistema de salud en Colombia es crítico, una de sus principales deficiencias radica en la baja cobertura. Muchos corregimientos y veredas a nivel nacional, no cuentan con puestos de salud para atención primaria. La población campesina debe recorrer amplias distancias hasta llegar a puestos de salud y hospitales presentes en los municipios más cercanos, una vez allí deben someterse a un riguroso proceso de documentación y formalización para la atención médica. Una vez en presencia del médico, este requiere de información acerca del estado de salud, es decir exámenes, para con ello diagnosticar y posteriormente generar un tratamiento. Pero, la toma de exámenes, entrega de resultados y la generación de una nueva cita con el médico, requiere en varias ocasiones de largos procesos y tiempos bastante prolongados.

Otra problemática se constituye a partir de que en las ciudades y grandes municipios, muchos de sus hospitales, clínicas y consultorios cuentan con aparatos y sistemas de medición importados y pagados a un gran costo, debido a que en Colombia este tipo de elementos no se fabrica. Surge entonces la importancia de lograr que se construyan en el país sistemas de medición más económicos e igual de efectivos que los importados.

Al conocer la anterior problemática se hace necesaria la puesta en marcha de estrategias y propuestas que permitan contribuir total o parcialmente en la solución de estos problemas. Es por esta razón que se desarrolló un sistema que permite medir algunas variables fisiológicas, por lo menos en cuanto a los signos vitales se refiere, el cual se ha diseñado pensando en facilitar la comunicación paciente médico y que este último pueda elaborar un diagnóstico más rápido de lo habitual, con un agregado importante, que el sistema de medida se elabore en Colombia y a bajos costos.

2 FUNDAMENTOS TEÓRICOS

2.1 Signos vitales

Los signos vitales reflejan funciones esenciales del cuerpo, son útiles para detectar o monitorizar problemas de salud. Los rangos de valores normales cambian con la edad, el sexo, el peso, la capacidad para ejercitarse y la salud general.

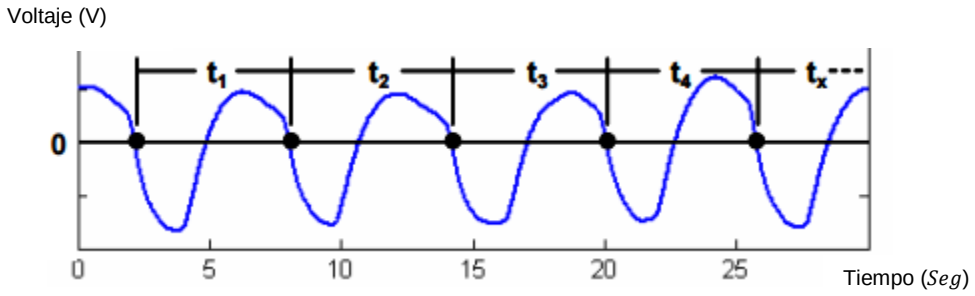
2.2 Frecuencia Respiratoria

El ciclo respiratorio externo, es decir la absorción de Oxígeno y la emisión de Dióxido de carbono es un proceso de inhalación y exhalación de aire, la cantidad de ciclos que se realicen en determinado tiempo, constituyen una variable fisiológica llamada frecuencia respiratoria. Sus unidades de medición más comunes son los $ciclos/minuto$.

La frecuencia respiratoria se puede medir haciendo uso de un cronómetro y una tabla de valores establecida generalmente en función de la edad, masa corporal, estatura y sexo. Sin embargo los valores del número de ciclos por minuto, pueden variar a partir de los esfuerzos físicos, las excitaciones psíquicas, el trabajo digestivo, entre otras (Surós & Surós, 2001). El método de medición manual es práctico, pero poco eficiente. Al realizar una medición de forma manual puede haber errores de medición más aún si se trata de una urgencia, podrían también existir casos en que no se pueda establecer contacto directo con el paciente, por ejemplo un posible contagio o alguna lesión grave por quemadura, entre muchos otros factores. Otra forma de medición se realiza con el uso de un espirómetro, aunque no todos los espirómetros permiten hacerlo, debido a que este instrumento es diseñado inicialmente para medir la capacidad y volumen pulmonar.

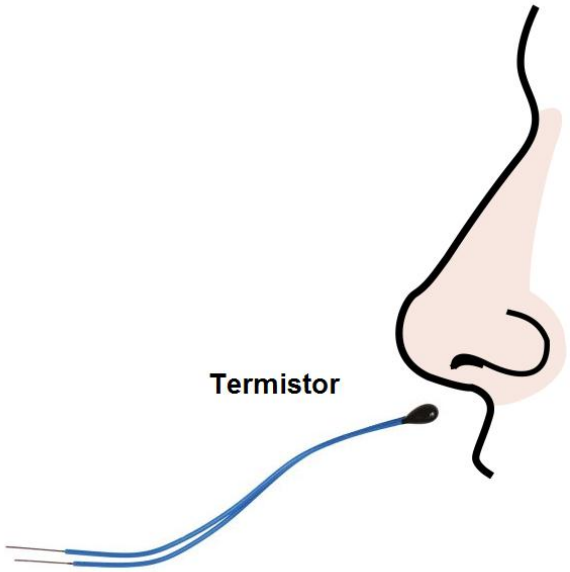
La gráfica para la frecuencia respiratoria se ilustra en la figura 2-1, cada pico de la señal representa una inspiración y cada valle representa una espiración, el cálculo de la frecuencia respiratoria puede realizarse, contando los ciclos completos de inhalación y exhalación efectuados durante un minuto.

Figura 2-1: Señal para frecuencia respiratoria en forma de onda (Johnston, 2006).



Una posible técnica para obtener una señal como la ilustrada en la figura 2-1, consiste en el uso de un termistor, que es un dispositivo electrónico de tamaño pequeño, el cual se ubica al interior de una fosa nasal, como lo muestra la figura 2-2. La diferencia de temperatura entre el aire inhalado y exhalado generada cada vez que se realiza un ciclo respiratorio, es detectada por el termistor a partir de cambios en la resistencia, que se presentan en función de la temperatura percibida. Los valores de voltaje cambian con la resistencia y una gráfica de la señal de voltaje en el tiempo, muestra información acerca de los ciclos respiratorios.

Figura 2-2: Señal respiratoria capturada con el uso de un termistor.

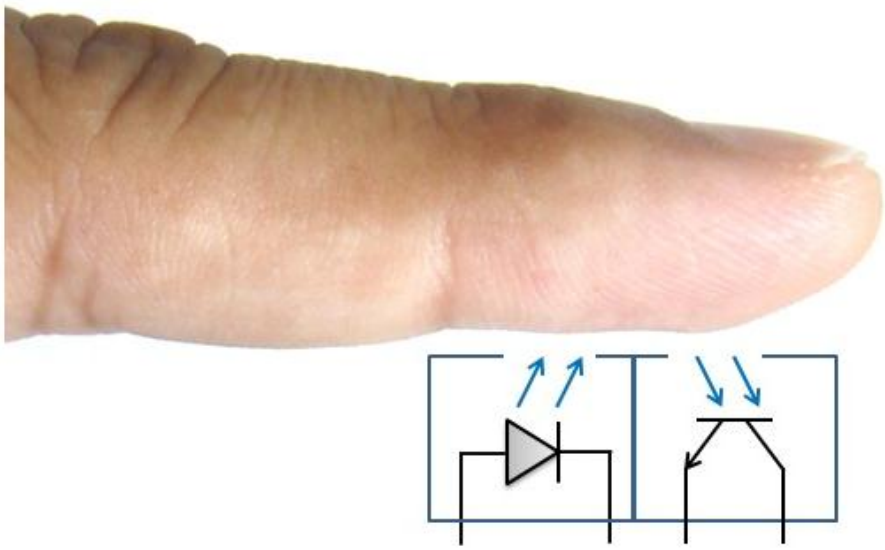


2.3 Ritmo Cardiaco

Se puede definir el ritmo cardíaco como la sucesión de latidos del corazón, durante cada pulso el músculo cardíaco experimenta un proceso de contracción o sístole y otro de relajación conocido técnicamente como diástole, de allí que el ritmo cardiaco pueda ser definido como una sucesión de sístoles y diástoles de la musculatura del corazón. En condiciones normales la musculatura se contrae con un ritmo de 70 a 75 contracciones por minuto (Doctissimo, 2017). La visualización gráfica de una señal que muestra el ritmo cardiaco se puede obtener con el uso de un electrocardiograma o un fotopletismograma.

Un Fenómeno ondulatorio conocido como reflexión de la luz, es el que rige el funcionamiento de los dispositivos que reportan los fotopletismogramas, la figura 2-3 presenta de forma gráfica, la manera en la que se hace la captura de la señal. La luz emitida por una fuente permanente, incide sobre el dedo, parte de esta luz es reflejada y detectada por un fotosensor. La intensidad de la luz reflejada depende de los cambios de volumen en los capilares que transportan la sangre, cambios de volumen que se generan debido a la variación de presión arterial generada por los latidos del corazón.

Figura 2-3: Fotopletismografía mediante reflexión (Lab, 2012).



La figura 2-4, ilustra la señal que muestra un fotopletismógrafo, la cual describe fluctuaciones de voltaje en el tiempo acordes con los latidos del corazón. Con este tipo de

gráficas se puede determinar si el ritmo cardiaco es regular o irregular, para ello se mide la distancia entre latidos consecutivos. Por otra parte la frecuencia cardiaca se pude determinar por programación calculando la cantidad de picos máximos o momentos sistólicos que hay en un minuto.

Figura 2-4: Señal cardíaca mostrada por un fotopletismografo para el monitoreo del ritmo cardiaco (pulsesensor.com).

2.4 Saturación de Oxígeno

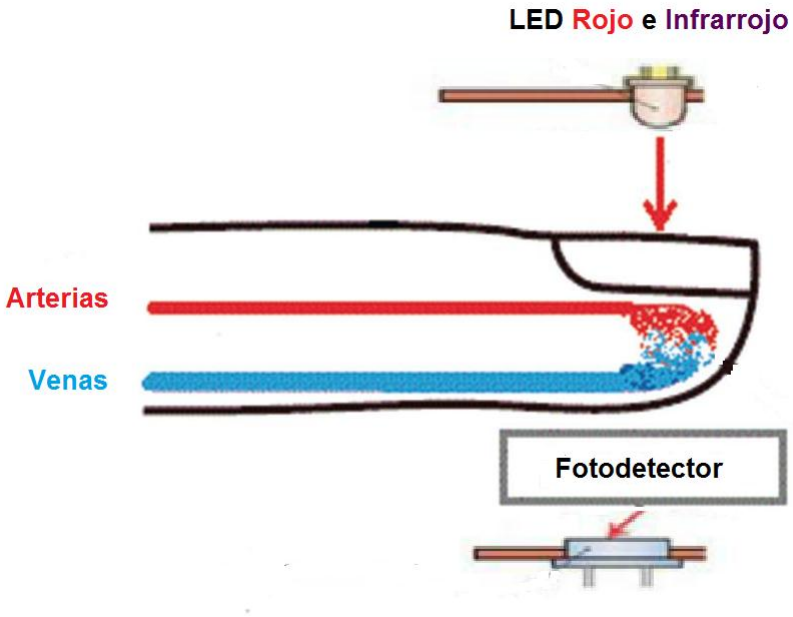
La hemoglobina es una proteína de la sangre que se encarga de transportar oxígeno desde los alveolos pulmonares hasta los tejidos, también es la encargada de transportar dióxido de carbono a los pulmones para ser expulsado. Cuando la hemoglobina se encuentra con el oxígeno se habla de un compuesto químico llamado oxihemoglobina (Gómez & Suntasig, 2011). La saturación de oxígeno en sangre es el parámetro que se utiliza para expresar la cantidad de oxihemoglobina respecto de la total que hay presente en el cuerpo vivo (Alarcó, 2015). Se emplea para valorar la capacidad que tiene la sangre para transportar oxígeno a los tejidos, es decir, describe el grado de capacidad de transporte de oxígeno en sangre (Moore, 2008).

Los valores normales para el índice de saturación de oxígeno oscilan entre un 95% y un 100%, aunque pacientes con enfermedades respiratorias crónicas pueden tener un porcentaje más bajo, de entre 95% y 90% a menos que utilicen oxígeno suplementario. Por debajo del 90% es hipoxemia, la cual es también conocida como desaturación de

oxígeno, una persona con diagnóstico de hipoxemia requiere de atención y tratamiento médico urgente.

El instrumento de medida más común para la medición de la saturación de oxígeno es el pulsioximetro, el cual basa su funcionamiento en una ley física conocida como la ley de Lamber-Beer, la cual establece una relación entre la concentración de una sustancia en solución y la absorción de luz a cierta longitud de onda por parte de la sustancia. De la ley se deduce que se puede calcular la concentración de dos sustancias en solución si se hacen pasar a través de la solución haces de luz de dos diferentes longitudes de onda, midiendo a su vez la absorción a cada una de ellas, en el caso de la sangre se aprovecha la diferencia de absorción que hay entre la oxihemoglobina y la desoxihemoglobina (Rodríguez, Garrido, A., & M.A., 2011). En la mayoría de los casos un pulsioximetro relaciona los niveles de absorción de luz usando fuentes de emisión para el rojo 660nm y el infrarrojo 910nm. Para este caso se tiene en cuenta que la hemoglobina oxigenada permite pasar una mayor cantidad de luz roja y absorbe más cantidad de luz infrarroja, y en el caso de la hemoglobina desoxigenada ocurre totalmente lo contrario, se absorbe más roja y se deja pasar más infrarroja (Borbonés, 2014).

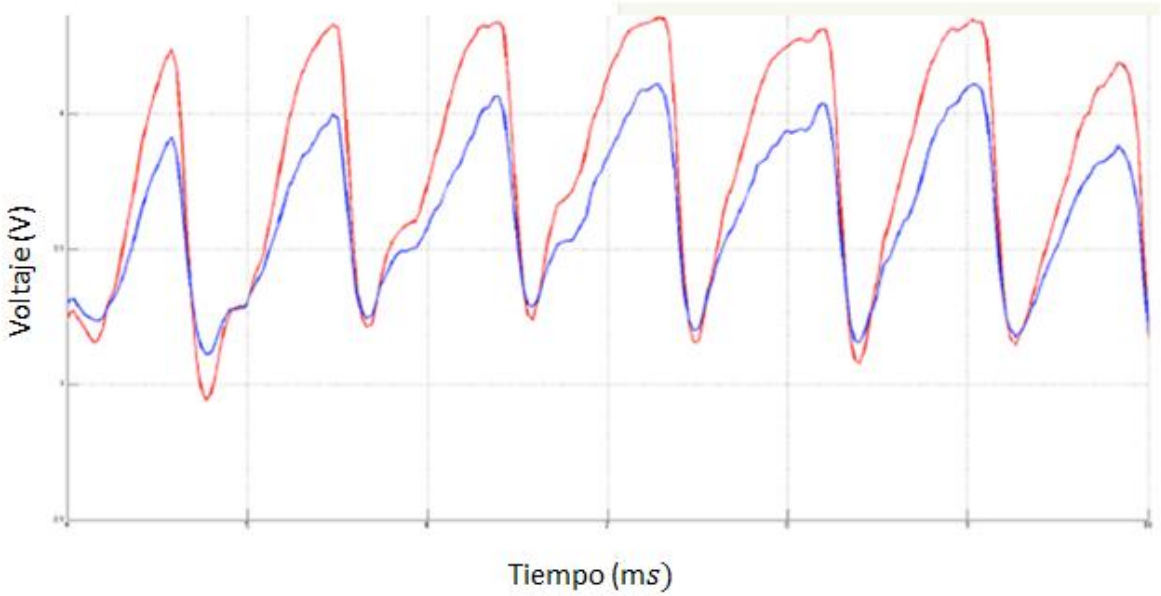
Figura 2-5: Sistema para la obtención de la señal (Wilkes, Stansby, & Sims, 2015).



La arquitectura de un oxímetro de pulso debe favorecer la medición de la transmisión de la luz, para dos diferentes longitudes de onda, a través de un tejido vivo con buena

irrigación, que para la mayoría de los casos es el dedo índice. Como se puede apreciar en la figura 2-5, las fuentes de luz se hallan en frente del fotodetector, y el dedo se encuentra ubicado entre el sensor y las fuentes. La curva en rojo hace referencia a la absorción de luz para el LED rojo, y la curva en azul indica la absorción para el infrarrojo.

Figura 2-6: Señales para rojo e infrarrojo que describen la absorción de luz por parte de la hemoglobina (Moreno, 2015).



El método más común para realizar el cálculo de la saturación de oxígeno consiste en obtener señales simultáneas como las que se ilustran en la figura 2-6. Las dos señales allí mostradas registran cambios de voltaje en el tiempo para las dos longitudes de onda. El objetivo de la medición consiste en reconocer los picos y valles para cada ciclo cardiaco, tanto para el rojo como para el infrarrojo y realizar el cálculo de un coeficiente normalizado R, mediante el uso de la relación matemática presente en la ecuación 1.

$$R = \frac{\frac{AC_{\lambda_1}}{DC_{\lambda_1}}}{\frac{AC_{\lambda_2}}{DC_{\lambda_2}}} \quad (1)$$

El valor de R relaciona las cantidades de absorción de luz tanto constante DC como variable AC, para juntas longitudes de onda. Los valores DC hacen referencia a la

absorción realizada por tejidos no pulsátiles del dedo como lo son la uña y el hueso. Los valores AC representan la absorción de luz realizada por tejidos sometidos a irrigación sanguínea en donde la concentración de oxigeno varía en función del ritmo cardiaco y la respiración (Borbones & Toledo, 2014). Los valores para AC están relacionados directamente con los valores de voltaje presentes en los picos, para una gráfica como la ilustrada en la figura 2-6, de igual manera, los valores DC se relacionan con los datos numéricos de los valles presentes en esta misma figura (Moreno, 2015).

Al realizar el cálculo de R se construye una relación normalizada entre las concentraciones de hemoglobina oxigenada y hemoglobina total, puesto que los niveles de absorción dependen de los pulsos cardiacos y son diferentes para cada LED. En términos generales lo que se busca es realizar una estimación de la saturación de Oxígeno en la sangre pulsátil, al medir la absorción de luz de dos longitudes de onda, a partir de la obtención del cociente resultante de la ecuación 1. Para analizar los valores resultantes de R y tener una estimación de la saturación de oxígeno se requiere el uso de una tabla como la que se ilustra en la figura 2-7 (Vázquez & Paéz, 2005).

Figura 2-7: Tabla de valores referencia para el cálculo de saturación de Oxígeno, en relación con los valores de R (Vázquez & Paéz, 2005).

Resultado Ecuación (1)	Porcentaje Saturación de Oxígeno
2,5	0%
1,5	40%
0,40	100%

2.5 Arduino

Arduino es una placa electrónica que nació en Italia durante el 2005, en el Instituto de Diseño Interactivo de Ivrea. Fue creado con fines estrictamente didácticos, a partir de ello se desarrolló un proyecto importante, y ante la perspectiva de perder todo el trabajo realizado, el instituto decidió abrir el proyecto a toda la comunidad (Torrente, 2013). Desde entonces Arduino forma parte del concepto de hardware y software libre. Arduino es en esencia un microcontolador con un lenguaje de programación basado en C/C++, en un entorno de desarrollo que soporta la entrada y salida de datos y señales (Garrido, 2015).

Arduino se emplea en la creación de artefactos interactivos, con la ayuda de sus pines de conexión se convierte en un kit de desarrollo capaz de interpretar variables tomadas del entorno, para posteriormente transformarlas en señales eléctricas (Garrido, 2015). Arduino contiene un conversor análogo digital que permite procesar las señales capturadas de una forma eficiente. Desde Arduino se pueden programar funciones de salida, que indican órdenes, las cuales pueden accionar dispositivos externos.

Figura 2-8: Plataforma electrónica Arduino UNO (Arduino, 2017).

Su evolución se ha visto marcada por la creación de diversos modelos tales como: el Leonardo, Nano, Mega, entre otros, cada uno acorde a diferentes necesidades, uno de ellos es Arduino UNO, el cual se ilustra en la figura 2-8. UNO es una plataforma robusta que contiene 14 pines de conexión y es de entre toda la familia de dispositivos Arduino, la más empleada, por lo tanto, la convierte en la más documentada y sobre la cual se han realizado múltiples trabajos (Arduino, 2017).

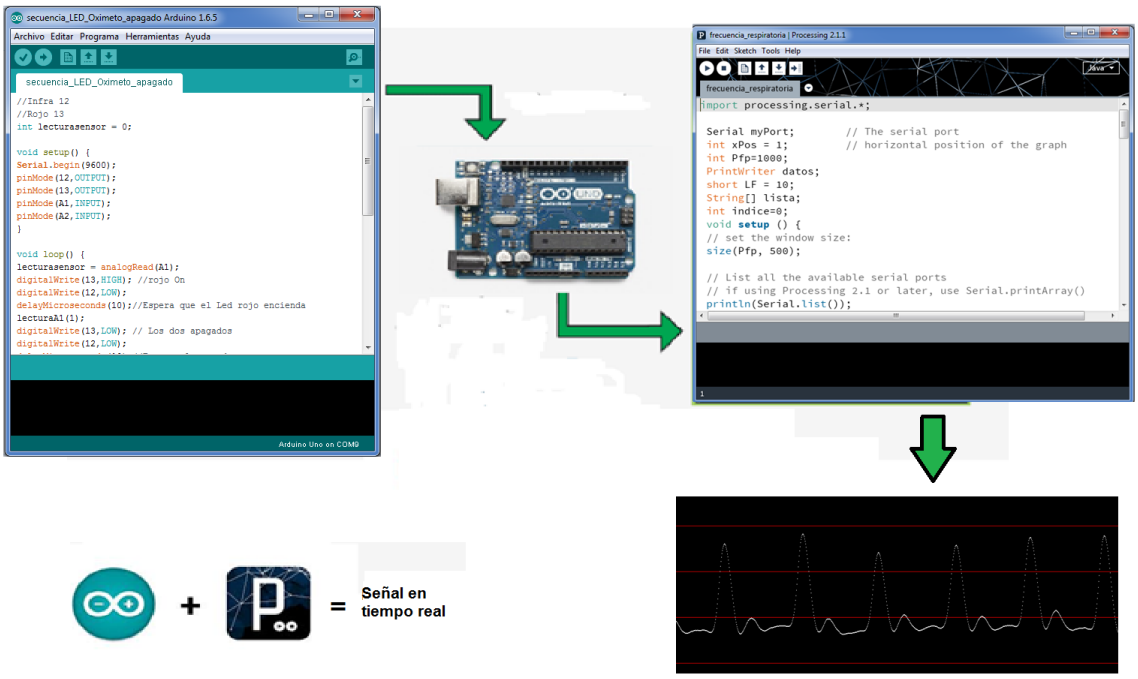
2.6 Processing

Processing es un lenguaje de programación y entorno de desarrollo integrado de código abierto basado en java (wikipedia, 2015), funciona como interfaz, por lo cual una computadora puede recibir instrucciones a través de su uso, fue diseñado a partir del 2001 en el MIT. Es un proyecto diseñado por artistas y para artistas, el cual es de software libre. Este sistema permite desarrollar aplicaciones desde muy simples a muy complejas.

Hoy en día, artistas, diseñadores e ingenieros, entre otros profesionales, emplean Processing en la construcción de gráficos, modelación de sistemas físicos, visualización de señales en tiempo real y demás proyectos que facilita el tratamiento dinámico de las imágenes. Processing más que ser una herramienta gratuita, es un proyecto abierto en el que una comunidad trabaja en pro de su desarrollo, lo cual lleva a que exista mucha información y herramienta de aprendizaje (Runberg, 2015).

Processing puede establecer contacto con Arduino, de tal manera que los datos ingresados inicialmente al Arduino, pueden ser llevados al entorno de Processing y una vez allí, se pueden terminar de procesar y visualizar, generando una ilustración gráfica del comportamiento de cualquier variable que se quiera evaluar de algún sistema. Durante el presente trabajo se busca obtener información inmediata, acerca de las variables fisiológicas que se están evaluando, y Procesing lo permite hacer en tiempo real, además de ello, admite el tratamiento de datos, la realización de cálculos y presentación de resultados, acerca de la medición de cada de una de las variables fisiológicas.

Figura 2-9: Comunicación de Arduino con Processing para la obtención de una señal perteneciente a una variable fisiológica.



3 Fundamentos Físicos y electrónicos

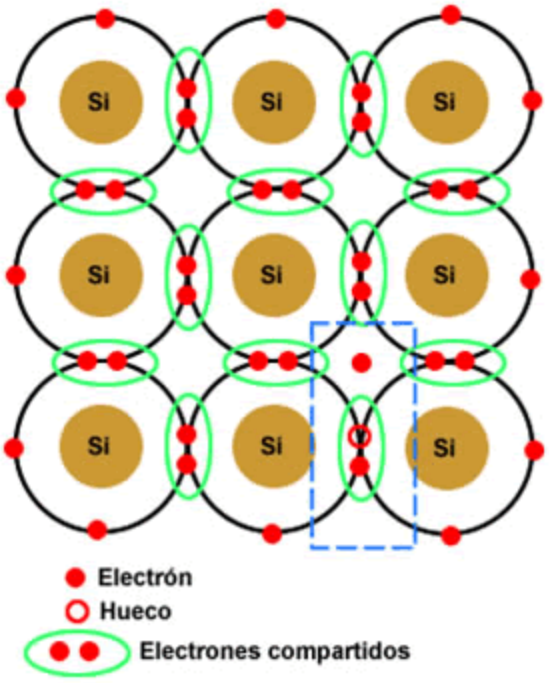
3.1 Semiconductores

Los semiconductores son un tipo de materiales con propiedades eléctricas, si bien no son como los materiales conductores que fácilmente permiten el paso de la carga eléctrica desde un cuerpo cargado electrostáticamente a otro, tampoco hacen parte de aquellos materiales aislantes que mantienen fuertemente ligados los electrones a sus átomos, impidiendo el flujo de carga. Los semiconductores poseen propiedades intermedias entre los materiales conductores y aislantes. Gracias al uso de semiconductores ha sido posible la construcción de una amplia variedad de elementos útiles en electrónica en los que se incluyen los diodos, transistores, fotosensores, circuitos integrados, termistores, entre otros (Portis & young, 1974). En este trabajo se hace uso de varios de estos dispositivos; para la medición de la frecuencia respiratoria se emplea un termirstor, en la medición de la frecuencia cardiaca el principal artefacto es un fotosensor y en el sistema que mide la saturación de oxígeno se hace uso de diodos, fotosensor y varios circuitos integrados. Es por esta razón que se pretende hacer hincapié en la Física de los semiconductores.

La conductividad de los materiales depende principalmente de la cantidad de electrones que se pueden mover con facilidad al interior de un material, por su parte, un factor influyente en la existencia de electrones libres que facilite la conducción en un material es la temperatura. Se puede apreciar que en los materiales conductores existen electrones móviles incluso cuando son sometidos a bajas temperaturas, ahora bien, en cuanto a la relación temperatura y conductividad en los semiconductores, se puede considerar por ejemplo que un semiconductor constituido por silicio puro se comporta como aislante cuando se halla a temperatura ambiente (Portis & young, 1974). Lo anterior debido a que cada átomo de silicio posee cuatro electrones de valencia y en la estructura cristalina que para este material es la de un tetaedro regular, cada átomo tiene cuatro vecinos localizados en los vórtices con los cuales forma enlaces covalentes formando una estabilidad conocida como la regla del octeto, en la que la banda de valencia adquiere una configuración estable de electrones.

Cuando la temperatura de un cristal de silicio se eleva a una temperatura crítica o es sometido a una fuente alta de voltaje los electrones de la banda de valencia se desprenden hacia la banda de conducción, lo cual hace que el material se vuelva conductor. La energía necesaria para romper uno de los enlaces covalentes con el fin de colocar los electrones en libertad en la banda de conducción es de 1,1 eV para el silicio (Portis & young, 1974). Una vez desprendido el electrón de la banda de valencia, se dirige hacia la banda de conducción y en el lugar donde estaba el electrón surge un hueco al cual se le asigna carga positiva. Sobre los huecos se genera un movimiento aparente debido a los sucesivos intercambios con los electrones más próximos que intentan tapar los huecos, contribuyendo notoriamente de este modo a la conductividad. Esta clase de conductividad es conocida como intrínseca y se diferencia de la clase de conductividad extrínseca o por dopaje que se tratará a continuación.

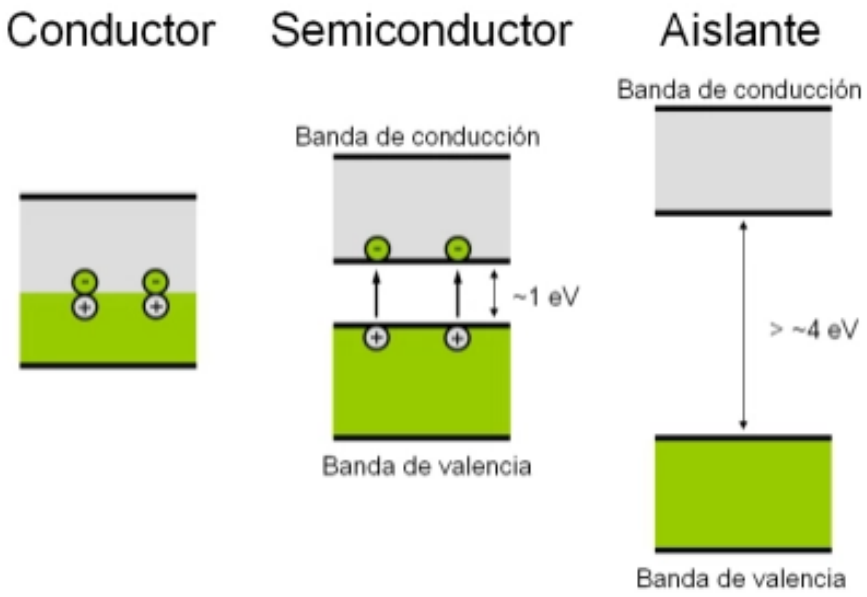
Figura 3-1: Representación de la estructura del silicio (Solete, 2018).



Los semiconductores en sí mismos no son tan especiales, las propiedades importantes y que a la vez son útiles para la construcción de artefactos electrónicos, aparecen cuando

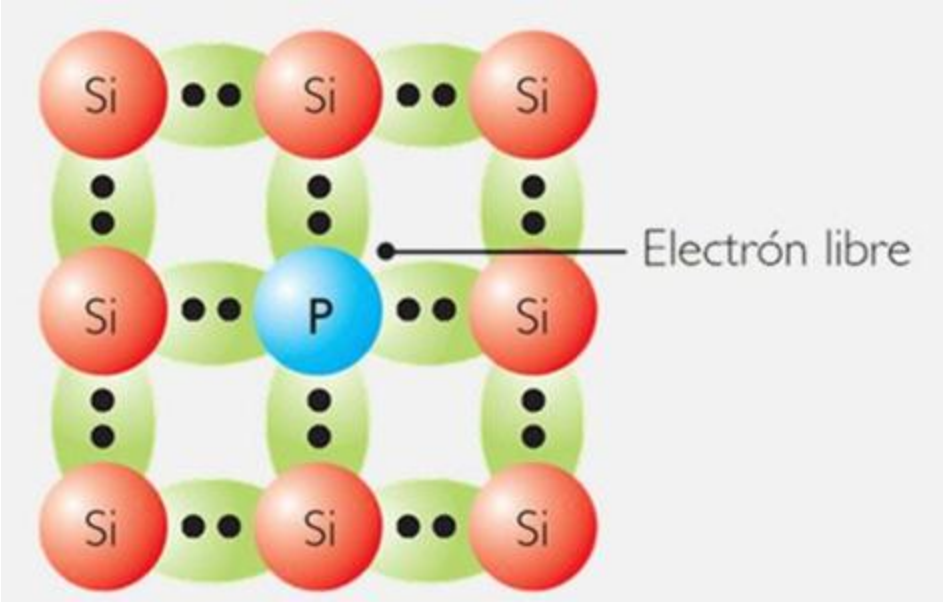
se forman parejas con otros. Prosiguiendo con el silicio como se dijo anteriormente su estabilidad se da en función del cumplimiento de la regla del octeto, esto es, cada átomo que hace parte del cristal, completa su nivel energético de valencia con ocho electrones, tal como se ilustra en la figura 3-1.

Figura 3-2: Bandas de conducción y de valencia (Túzaro, 2018).



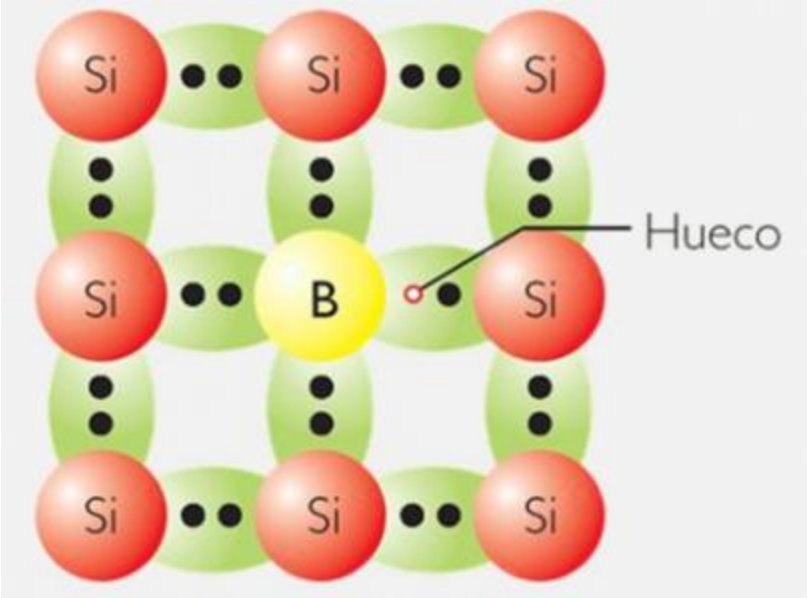
Ahora bien, si a una red cristalina de silicio puro estable se le incrusta elementos de otro material como el fosforo a través de un proceso de dopaje, la nueva red se caracteriza por tener enlaces de silicio-fosforo, una vez constituida dicha red con impurezas debido a la presencia de fosforo también se cumple la regla del octeto, pero ahora por cada átomo de fosforo aparecerá un electrón libre, como se ilustra en la figura 3-3. Es importante entender que si a este nuevo material dopado se le coloca una batería con un extremo a cada lado del material, los electrones que han quedado libres se atraen por el lado positivo de la batería constituyéndose en si una corriente.

Figura 3-3: Silicio dopado con fosforo (areatecnologia.com, 2018).



Por otra parte, si el dopaje que se realiza sobre la red de silicio puro, se hace ahora con la presencia de boro, elemento en el que cada uno de sus átomos posee tres electrones de valencia. Se obtiene una vez finalizado el dopaje, que la red emergente no cumple la ley del octeto, debido a que donde debería haber un electrón aparece ahora un hueco, como se ilustra en la figura 3-4. Debido a esto los electrones de la red se mueven constantemente para tapar esos huecos, sin embargo dicho movimiento es insuficiente, puesto que nunca se van a tapar los huecos debido al déficit de electrones. Con el desplazamiento de los electrones hacia los huecos se simula un movimiento de los huecos, pero en realidad quienes se mueven son los electrones buscando una posible estabilidad. Ahora, si se conecta una batería a los extremos de esta nueva red, se obtiene que los electrones libres seguirán siendo atraídos hacia el lado positivo de la batería y los electrones del borne negativo fluirán hacia el material queriendo tapar los huecos. Por esta razón habrá movimiento de portadores de carga y por consiguiente se establece una corriente eléctrica.

Figura 3-4: Red de silicio dopada con boro (areatecnologia.com, 2018).



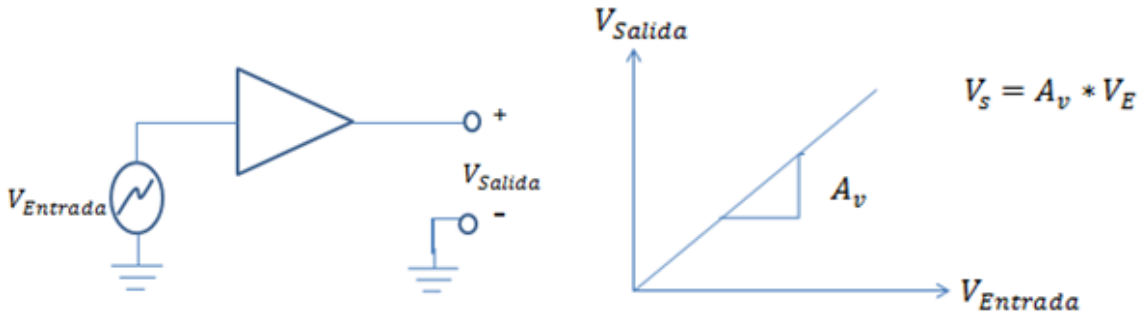
Finalmente es importante decir que un dopaje con electrones como el de la figura 3-3, recibe el nombre de material tipo N, mientras que un dopaje con huecos como el de la figura 3-4, se conoce como material tipo P (Pinochet & Guido, 2001). La combinación de semiconductores tipo N y P hacen posible la existencia de los diferentes componentes electrónicos empleados durante la construcción del laboratorio portátil de física médica para primeros auxilios.

3.2 Circuitos Integrados

Estos dispositivos electrónicos surgen a finales de los años 50, en su interior se encuentran encapsulados diferentes componentes tales como: transistores, diodos, resistencias, entre otros. Cada uno de ellos cumple diferentes funciones que dependen principalmente de sus componentes (Martín, 2016). Cada circuito integrado CI o chip posee una referencia que lo identifica de los demás. El principal material del cual están elaborados es el silicio, al que se dopa con otro material para formar combinaciones tipo N y tipo P, para con ello encontrar configuraciones que permiten el cumplimiento de diversas funciones.

Uno de los CI empleados en este trabajo fueron los amplificadores operacionales LF351 y LM324, los cuales son elementos circuitales que generan ganancia, es decir, amplifican el valor de una variable de voltaje o de corriente. Este tipo de componentes posee una entrada y una salida, en la que se provoca que la salida sea parecida a la entrada pero con un valor mayor (Charles & Matthew, 2013). Este tipo de amplificadores posee una resistencia de entrada y una de salida. En la figura 3-5 se puede apreciar un amplificador de voltaje, la expresión A_v es la ganancia.

Figura 3-5: Amplificador de voltaje (Abusleme & Alessandri, 2017).



3.3 Filtros

Un filtro eléctrico es un circuito que responde de forma variada frente a diferentes frecuencias. Por una parte, un filtro pasa alto deja pasar señales a frecuencias altas, pero atenúa las frecuencias bajas. Por otro lado, un filtro de pasa banda atenúa frecuencias tanto bajas como altas, dejando pasar frecuencias intermedias, también puede haber filtros de rechaza banda. Finalmente un filtro pasa bajo, permite el paso de frecuencias bajas, atenuando las frecuencias altas (Charles & Matthew, 2013). Una forma de ver el comportamiento de un filtro es mediante el uso de un diagrama de magnitud contra frecuencia, permitiendo además interpretar si un filtro es pasa alto, pasa bajo, pasa banda o rechaza banda.

Una forma sencilla para determinar si un filtro es pasa bajo o pasa alto, consiste en observar su desempeño a alta y baja frecuencia. A baja frecuencia, los capacitores son

circuitos abiertos y los inductores son cortocircuitos. Por otro lado, en alta frecuencia, los capacitores son cortocircuitos y los inductores son circuitos abiertos (Abusleme & Alessandri, 2017). En la figura 3-5 se ilustra un ejemplo, aquí se puede ver que para baja frecuencia el voltaje de entrada V_E es igual al voltaje de salida V_S , mientras que, para alta frecuencia el voltaje de salida es igual a cero. Por lo tanto, el filtro es pasa bajo, porque el voltaje de salida es igual al de entrada para una baja frecuencia y decae para alta frecuencia como se ilustra en la figura 3-6.

Figura 3-6: Diagrama de magnitud contra frecuencia para un filtro pasa bajo.

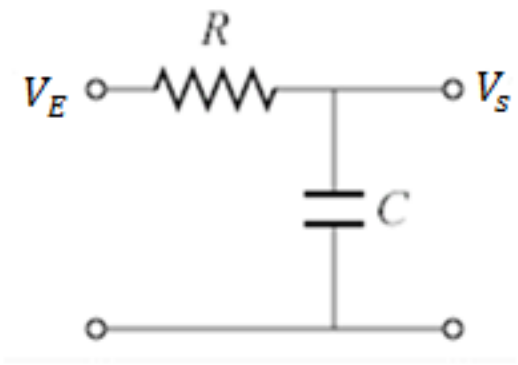
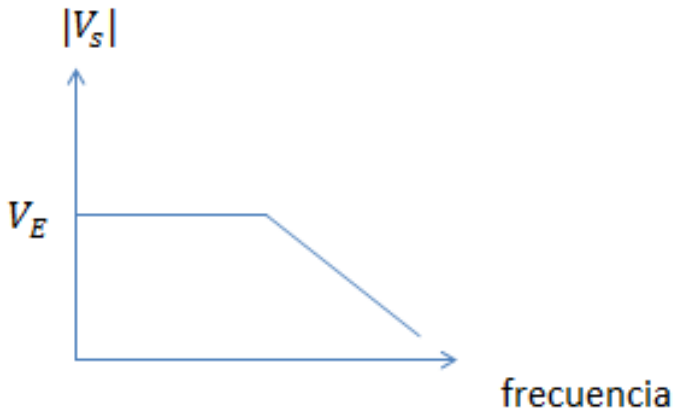


Figura 3-5: Filtro pasa bajo.

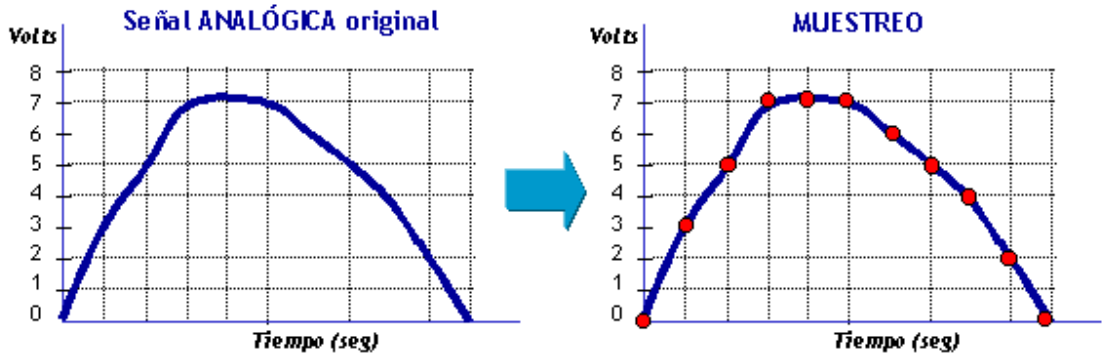


3.4 Conversor Análogo Digital

Las señales del mundo son esencialmente analógicas, pero el procesamiento es principalmente digital. La mayoría de las señales que se capturan del espacio tienen una naturaleza análoga, especialmente por la condición de continuidad, aspecto que difiere de lo digital puesto que posee valores discretos expresados en bits (Abusleme & Alessandri, 2017). En el caso de la frecuencia respiratoria medida con el uso de un termistor, la señal primaria que se origina a partir de cambios de temperatura y que luego se transduce a voltaje es análoga. Por otra parte, la señal que recibe un fotodetector bien sea por reflexión de la luz en el caso de la medición de la frecuencia cardiaca o por transmitancia de la luz a través de la sangre en el caso de la oximetría, constituyen en sí mismas señales análogas. Sin embargo, para constituir sistemas de medición eficientes es necesario un procesamiento de las señales de tal manera que se conviertan en digitales y una vez digitalizadas se puedan tratar de forma eficiente con el uso de la informática.

La conversión de señales, desde lo análogo a lo digital se hace con el uso de dispositivos electrónicos conocidos como ADC. Estos conversores análogo digital, satisfacen esencialmente dos funciones: la primera es muestrear la señal a una tasa de muestreo f_s y la segunda es cuantizar la señal a una resolución de B bits (Abusleme & Alessandri, 2017). En los ADC las entradas son análogas y las salidas digitales, cada una de las muestras que llegan al conversor es una representación digital del voltaje de entrada. Los ADC pueden muestrear millones de veces por segundo y hacer la cuantización generalmente entre 8 y 24 bits (Abusleme & Alessandri, 2017). La figura 3-7 muestra un ejemplo de muestreo, allí se puede apreciar una señal análoga de voltaje con un rango de valores que va desde 0 a 7 voltios. Para la realización del muestreo de la señal y la posterior conversión a digital, lo primero es asignar valores discretos a la señal de voltaje durante intervalos iguales de tiempo lo cual se ilustra en la figura con los puntos rojos.

Figura 3-7: Muestreo de una señal análoga con el fin de digitalizarla (eveliux.com, 2018).



Posterior a la cuantización, es decir la asignación de un valor numérico decimal a los diferentes puntos muestreados sobre la señal sinusoidal, se realiza una codificación de la señal mediante un código binario. La conversión de datos por medio de un conversor de 3 bits se puede ver en la tabla que ilustra la figura 3-8.

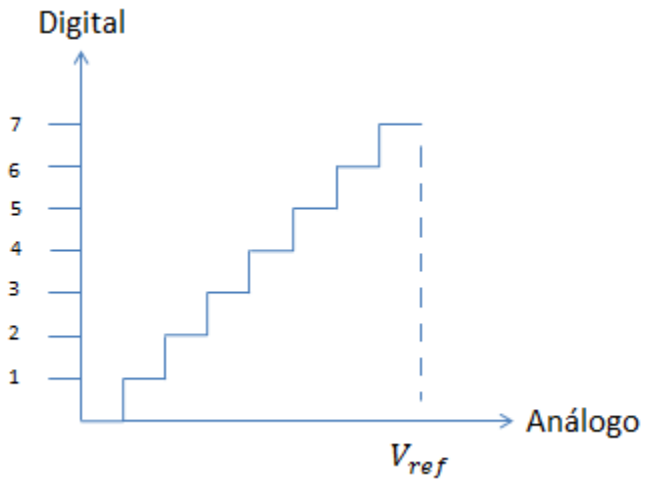
Figura 3-8: Conversión de sistema decimal a binario con el uso de 3 bits (asifunciona.com, 2018).

Valores en volt en Sistema Decimal	Conversión a Código Binario
0	000
1	001
2	010
3	011
4	100
5	101
6	110
7	111

En la figura 3-9, se puede ver una curva de transferencia para entrada y salida de un ADC, mediante una codificación de la señal. Los valores de las entradas análogas están localizados en el eje de las abscisas y los valores de la salida mapeados en bits se ubican en el eje de las ordenadas. El voltaje máximo o de referencia que allí lo indica el ADC el cual sirve para ajustar la escala. Cada valor de voltaje análogo que ingrese en el

ADC para un dominio de valores entre 0 y el voltaje de referencia, tendrá un valor correspondiente digitalizado en bits (Abusleme & Alessandri, 2017).

Figura 3-9: curva de transferencia para un ADC (Abusleme & Alessandri, 2017).



3.5 Reflexión de la luz

Cuando la luz choca con una superficie experimenta un fenómeno ondulatorio conocido como reflexión, el cual consiste en un cambio de la dirección del rayo incidente. Si la reflexión se realiza sobre una película regular completamente llana como en el caso de algunos espejos, el ángulo de incidencia del rayo puede ser igual al ángulo de reflexión. Sin embardo en muchas ocasiones la reflexión puede darse en diferentes direcciones, lo cual sucede cuando la superficie sobre la que incide luz posee irregularidades. En las figuras 3-10 y 3-11 se ilustra este fenómeno ondulatorio para una superficie plana y otra irregular.

Figura 3-10: reflexión sobre superficie plana (fotonostra.com, 2015).

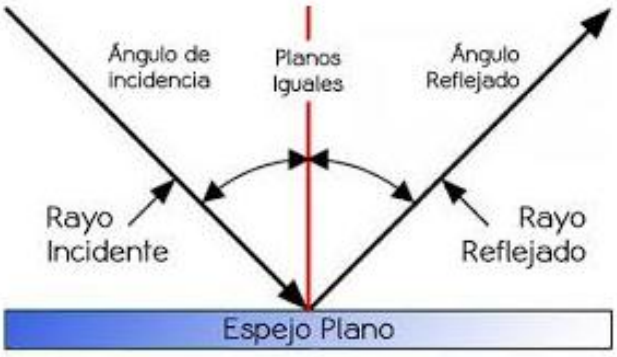
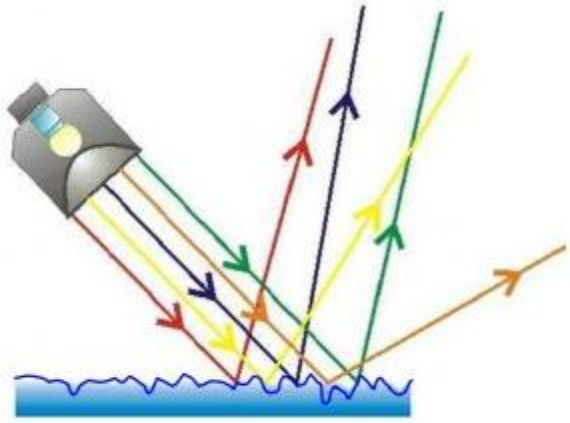


Figura 3-11: Reflexión de la luz en una superficie irregular (escolares.net, 2018).



Este importante fenómeno físico se tiene en cuenta al momento de diseñar un sistema que sirve para realizar la medición de la frecuencia cardiaca, debido a que el principio de funcionamiento se basa en hacer incidir un haz de luz sobre un tejido con irrigación en este caso el dedo índice, la luz que se refleja es detectada a través de un sensor de luz que la transduce en una señal de voltaje.

4 DESCRIPCIÓN DEL SISTEMA Y TÉCNICAS DE MEDIDA

4.1 Generalidades del sistema

El sistema que aquí se presenta y que pretende aportar a la solución del problema, se planeó de tal manera que permitiese capturar señales emitidas por el cuerpo humano de forma no invasiva, tales señales después de un proceso de transducción se transforman en eléctricas análogas para posteriormente establecer conexión con Arduino. La plataforma electrónica Arduino permite visualizar los valores digitalizados de las señales y a su vez establecer contacto directo con el software Processing, quien a su vez permite monitorear el comportamiento de la señal en tiempo real en la pantalla de un PC, Tablet o celular. Estas gráficas presentan información acerca de los estados de las diferentes variables fisiológicas medidas.

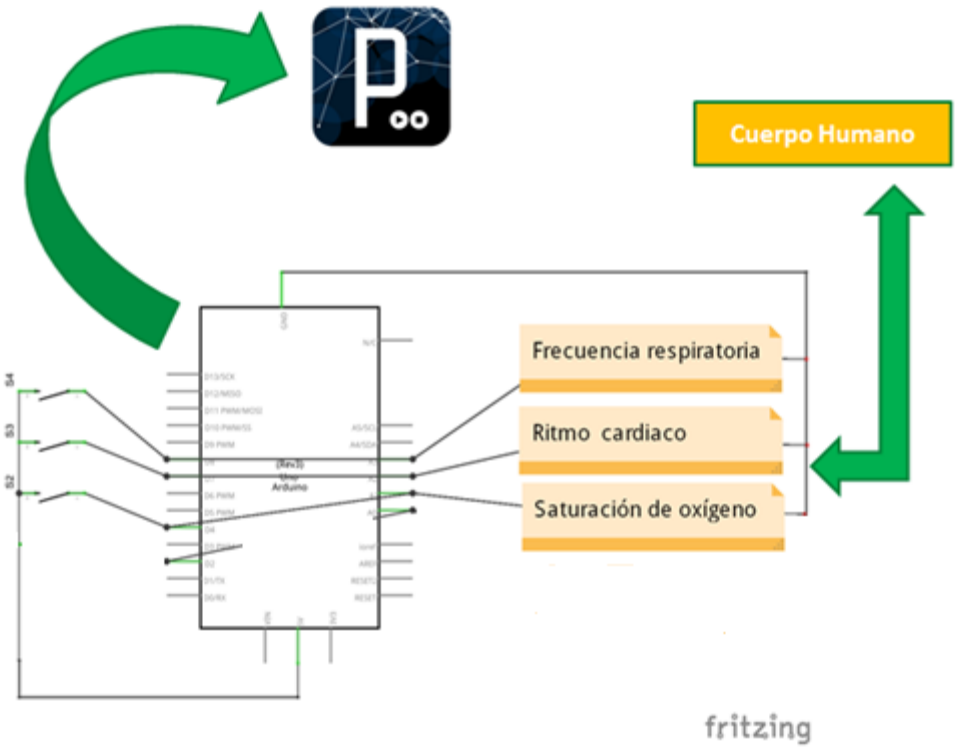
Cada una de las variables fisiológicas se mide de forma independiente, el sistema general está compuesto de subsistemas asociados a cada variable, es decir, cada subsistema posee un mecanismo propio de captura y transducción que se acopla con Arduino a través de sus pines de conexión, una vez allí, es necesario construir un programa independiente para cada variable, con el fin de visualizar y validar la información acerca del estado fisiológico de la variable. La idea es que el sistema pueda establecer conexión con el sistema operativo Android, para que de esta manera todo dispositivo que tenga instalado Processing pueda visualizar las gráficas y a su vez enviar estos datos a otro celular recorriendo largas distancias en poco tiempo. Con esto se pretende en parte, lograr que los procesos de atención en hospitales ubicados en municipios sean más rápidos, debido a que en un caso de urgencia, se tendría información a priori del estado del paciente, e inclusive el médico podría realizar una valoración bajo la modalidad médico a distancia, si se le envían los datos del estado del paciente a través de un celular.

Como ya se había dicho, durante la construcción del laboratorio portátil básico de Física médica se hace uso de Arduino, que es una plataforma electrónica de código abierto,

basada en Hardware y Software con lenguaje de programación basado en Processing/Wiring. Arduino sirve para capturar, procesar y emitir señales tanto análogas como digitales a través de un microcontrolador. La plataforma electrónica cuenta con unos pines a los cuales están conectados cada uno de los subsistemas. Las señales análogas que ingresan allí son transformadas en digitales, haciendo uso de un conversor análogo digital presente en Arduino.

Por otra parte, Processing es un lenguaje de programación con entorno de desarrollo integrado de código abierto, en este caso sirve de interfaz gráfica permitiendo ver las señales propias de cada variable fisiológica en tiempo real. Processing se encarga de recibir los datos enviados desde Arduino y en su entorno se crea un código propio para cada variable fisiológica, que entrega valores de salida los cuales presentan información del estado de las variables Fisiológicas. En la figura 4-1, se ilustra un esquema completo del sistema y su secuencia de conexión: Cuerpo Humano-Transductor-Arduino-Processing.

Figura 4-1: Esquema general del laboratorio portátil.



4.2 Termistor

Un termistor es un sensor de resistencia variable, los cambios en la resistencia dependen de la variación de la temperatura que percibe el termistor. Lo anterior se debe a que un termistor es elaborado a partir de un material semiconductor. Las condiciones de transporte para los electrones en este tipo de material, dependerán de la cantidad de calor que llegue al material, es decir; la resistencia varía en función de la temperatura (Batian, Eichler, Huber, Jaufmann, & Manderla, 2001). La forma en que se relaciona la temperatura con la resistencia en un termistor, se evidencia en la ecuación 2. En donde R_o es la resistencia del termistor a una temperatura referente T_o y β es la temperatura característica del material, que oscila entre los $2.000K$ y $5.000K$ (Corona, Abarca, & Mares, 2014).

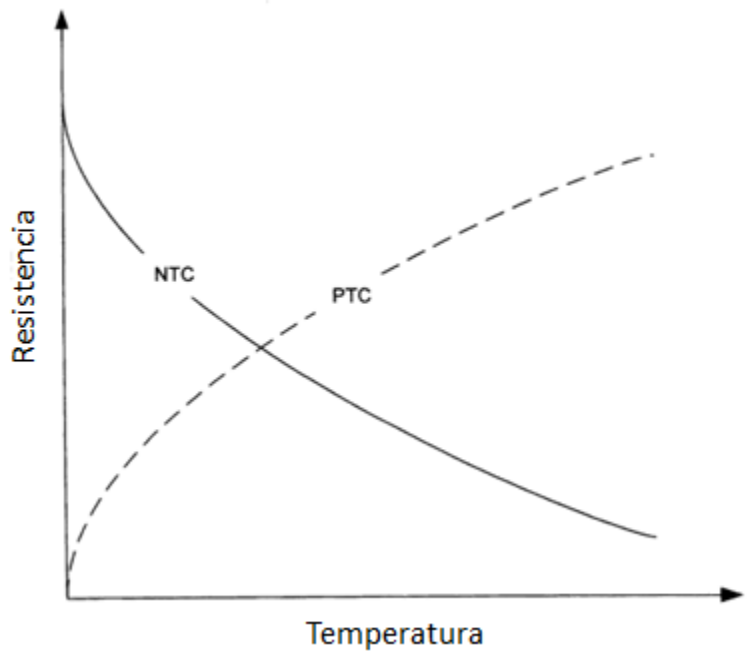
$$R = R_o e^{\beta(\frac{1}{T} - \frac{1}{T_o})} \quad (2)$$

El comportamiento de un termistor puede variar dependiendo del material semiconductor del cual está elaborado, puesto que la resistencia varia con la temperatura de acuerdo con el número de portadores presente en cada material. La ecuación 3 (Pallás, 2003), muestra el coeficiente de temperatura del termistor, el cual expresa la sensibilidad del termistor y puede ser negativo (NTC) o positivo (PTC).

$$\alpha = \frac{1}{R}\frac{dR}{dT} = -\frac{\beta}{T^2} \quad (3)$$

Hay materiales en los que al aumentar la temperatura, lo hace de igual forma el número de portadores, reduciéndose de esta manera la resistencia, y de allí que presenten coeficiente negativo. La dependencia entre temperatura y resistencia en un material puede variar en función de la presencia de impurezas, y si el dopado es fuerte, el semiconductor adquiere propiedades metálicas adoptando un coeficiente positivo en un determinado rango de temperatura (Pallás, 2003), en donde la relación para la resistencia en función de la temperatura varía notoriamente en consideración al negativo, como se puede evidenciar en la figura 4-2.

Figura 4-2: Comportamiento de R vs T para un termistor NTC y un PTC (Carr, 2002).

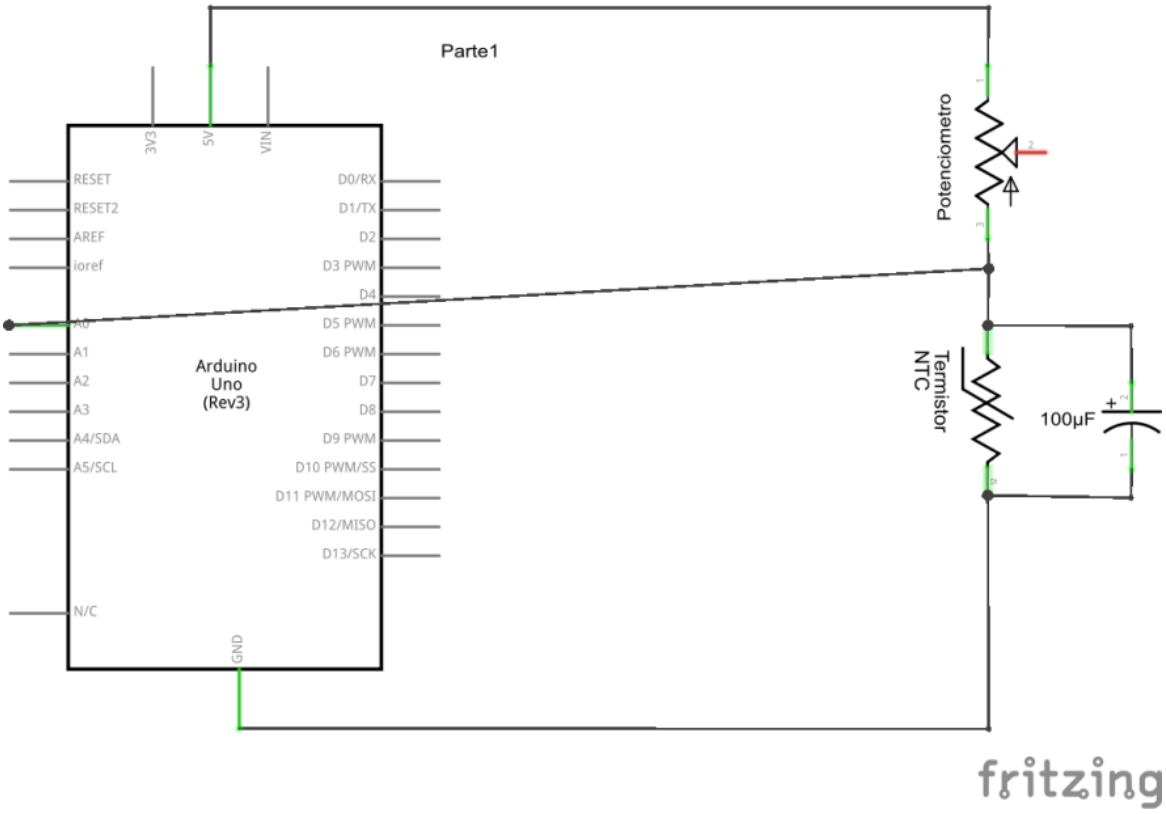


Para este dispositivo se emplea un termistor de coeficiente negativo, en donde los incrementos de temperatura producen disminución de la resistencia. La alta sensibilidad del termistor empleado, el cual percibe cambios en temperatura del orden de décimas de grado, permite calcular de forma precisa variaciones de temperatura. Con el fin de evitar imprecisiones en la medida se trabaja con un termistor de tamaño pequeño, debido a que con una masa reducida se tiene una menor inercia en la temperatura. Entendiéndose inercia, como la resistencia que opone el termistor a un cambio de temperatura; es decir que se trabaja en función de la inestabilidad o dificultad que tiene el termistor de permanecer a una temperatura estable, debido a que la baja inercia no permite estados permanentes de temperatura.

La figura 4-3, presenta el esquema empleado en este montaje. Se usa un termistor NTC, de tal manera que al detectar aumentos de temperatura la resistencia disminuya. La conexión del termistor se realiza usando un cable blindado con el fin de blindar y atenuar señales alternas ambientales, las cuales interfieren con la toma y registro de la medida. Por otra parte procesos de inducción generan ruido, y este se reduce al colocar un condensador de 100µF en paralelo al termistor. Finalmente se emplea un potenciómetro

de 10KΩ con el fin de establecer un punto de referencia para la resistencia en torno a los 37 grados, que es la temperatura más estable del interior del cuerpo.

Figura 4-3: Sistema para le medición de la frecuencia respiratoria.



4.3 Fotopletismografía

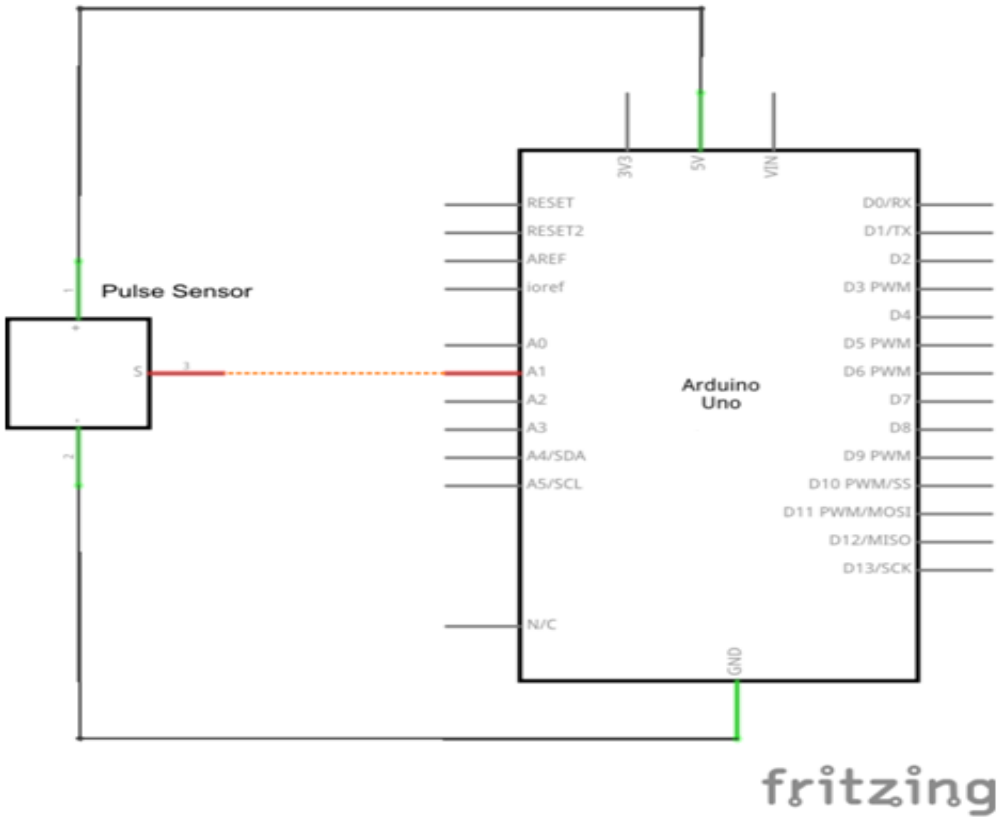
La fotopletismografía es una técnica óptica que se usa para medir los cambios de volumen que produce el flujo de sangre en zonas microvasculares, la medición se puede realizar sobre la superficie de la piel (Allen, 2007). Existen tres técnicas para realizar mediciones fotopletismograficas, las cuales son: mediante transmitancia, reflexión de la luz y por fibra óptica. El sensor empleado en el presente trabajo captura la señal mediante reflexión. La luz es emitida mediante un LED verde directamente sobre la piel, al llegar allí parte de esa luz se refleja y es detectada por el sensor.

El sensor de bajo precio usado para capturar la señal es el Pulse Sensor, el cual es un sensor para Arduino. Su funcionamiento consiste básicamente en detectar por medio de

una fotorresistencia la luz que no se ha absorbido por parte de la sangre y que se ha reflejado durante la emisión de luz realizada por un LED ubicado desde un punto cercano pero aislado del fotosensor. La cantidad de luz detectada será proporcional al volumen arterial generado por cambios de presión en sangre y de esta forma se obtiene una señal eléctrica con la que es posible obtener una onda de pulso, que tiene relación con la presión sanguínea instantánea.

La fotorresistencia es un componente electrónico en el que el valor de la resistencia decrece con el aumento de la intensidad de la luz que incide sobre ella, y viceversa, la resistencia aumenta cuando la luz incidente disminuye. De esta forma se logra obtener valores de presión sanguínea, en función de la luz que recibe la fotorresistencia, cuando el volumen de sangre concentrada en el lugar disponible para la medida cambia. El circuito necesario para la medición se ilustra en la figura 4-4.

Figura 4-4: Esquema de conexión entre Arduino y el Pulse Sensor.



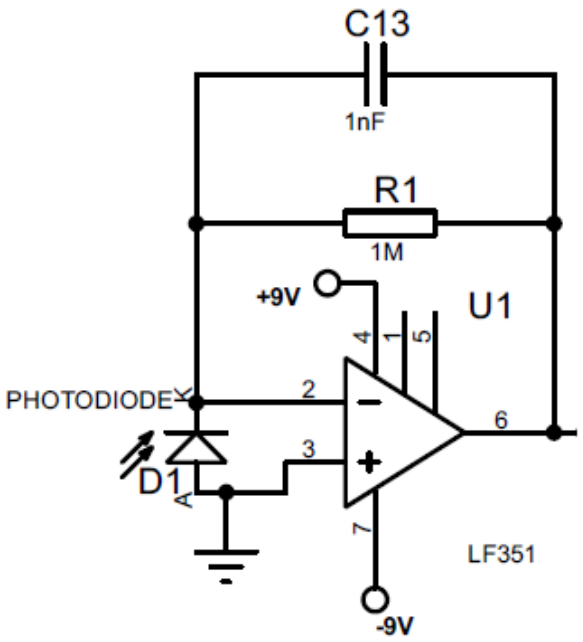
4.4 Oximetría

La Oximetría es una técnica que mide la saturación de oxígeno en la sangre de una persona. Para ello se utiliza un oxímetro de pulso, que es un dispositivo médico no invasivo, el cual se basa en la absorción de luz por parte de la hemoglobina tanto oxigenada como desoxigenada para luz en dos diferentes longitudes de onda.

Para medir la saturación de oxígeno en el presente trabajo se hace uso de una sonda para oximetría, la cual consta de dos fuentes de luz una para el rojo y otra para el infrarrojo, se captura la señal a través de un fotodetector. Dicha señal es el resultado de la luz que logra pasar por el dedo índice de la mano, el cual se coloca entre las fuentes de luz y el sensor. La señal generada en el sensor es de corriente, la idea es que sea transformada a voltaje con el uso de un conversor de corriente a voltaje. El diagrama del circuito para el conversor empleado se ilustra en la figura 4-5. Allí se puede observar que está constituido por un amplificador operacional LF351, dos fuentes de 9V y una resistencia de $1M\Omega$.

La corriente que emite el sensor es de baja intensidad, debido a que la mayor parte de la luz encargada de generarla es absorbida por el dedo. Por esa razón la conversión de corriente a voltaje debe estar acompañada de una amplificación que viene dada por la resistencia de $1M\Omega$, puesto que a partir de la ley de Ohm se espera que por cada $1\mu A$ se obtenga 1V. Por otra parte se ha colocado un condensador de $1nF$ en paralelo a la resistencia con el fin de constituir un filtro estabilizador que permita un valor de salida libre de ruido de alta frecuencia.

Figura 4-5: Conversor de corriente a voltaje.

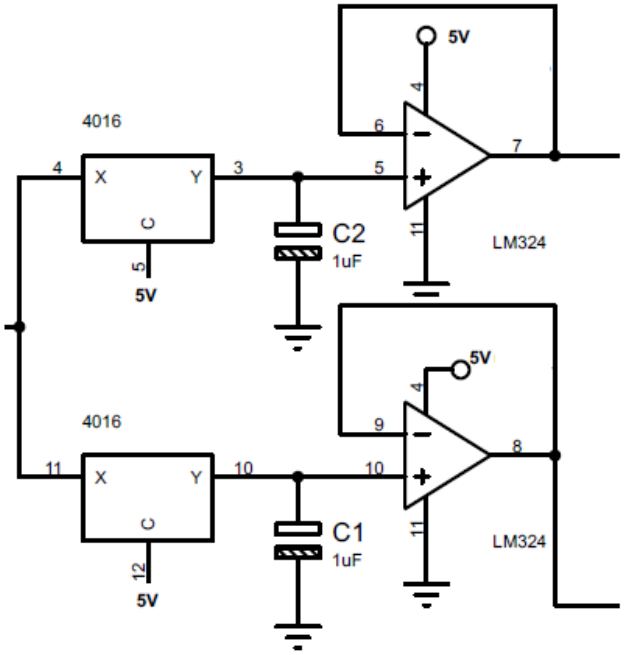


El circuito conversor no identifica cada señal, simplemente convierte y amplifica la señal que llega al sensor. Para tomar de forma independiente la señal roja y la infrarroja además de hacerlo casi simultáneamente, se requiere del uso de un interruptor que alterne el encendido de los diodos, para tal caso se emplea el integrado MC14016B, el cual es monitoreado por Arduino. Aparte de la función de interrupción se crea un circuito independiente para cada señal, de tal manera que cuando el interruptor este abierto para el rojo, a su vez este cerrado para el infrarrojo y viceversa. Para evitar que el circuito y los condensadores de la etapa de filtrado se descarguen en el momento del alternado, es decir cuando uno de los circuitos se encuentre apagado, se debe tratar de mantener la señal durante el periodo de apagado, evitando la descarga de los condensadores.

Para lograr lo descrito anteriormente se utiliza el circuito de muestreo y retención o Sample & Hold ilustrado en la figura 4-6, la cual muestra la señal de entrada y la mantiene durante un determinado tiempo, evitando a su vez la descarga del circuito derivada de la falta de luz al estar apagado uno de los LED (Moreno, 2015). Cuando se cierra uno de los

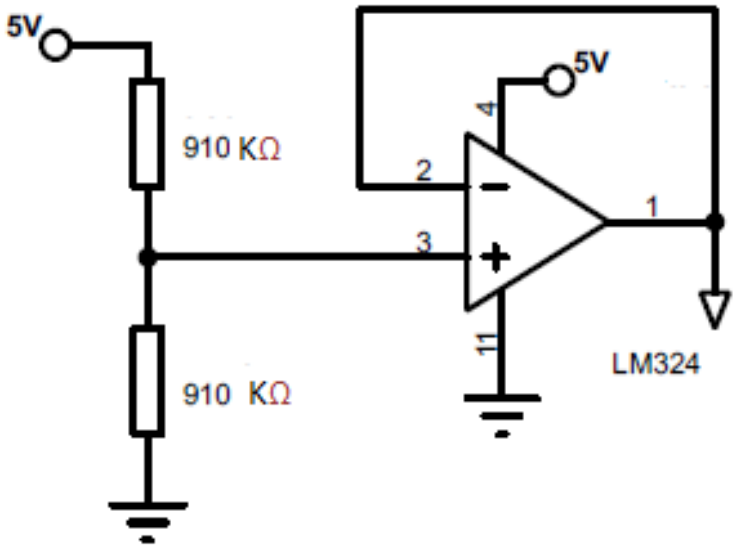
interruptores el condensador de $1\mu F$ se carga o descarga según sea la señal de entrada. Al momento de estar abierto el interruptor se mantiene la señal por un corto tiempo, aunque lo más probable es que el condensador presente corrientes de perdida, el voltaje perdido es muy pequeño, debido a que para esta medición se toman tiempos de $1ms$ de apagado y encendido para cada circuito.

Figura 4-6: Diagrama de circuito de muestreo y retención.



Por otra parte, se elabora el divisor de voltaje que se muestra en la figura 4-7, en este circuito se emplea el mismo LM324 utilizado en el Sample & Hold, el objetivo de dicho circuito consiste en crear un seguidor de voltaje que funcione como una tierra virtual. Lo anterior debido a que los amplificadores son creados para responder a una polarización bipolar, pero aquí se trabajan con una polarización monopolar, es decir para un solo voltaje, es por esa razón que se hace necesaria la construcción de una tierra virtual que supla esta necesidad de bipolaridad.

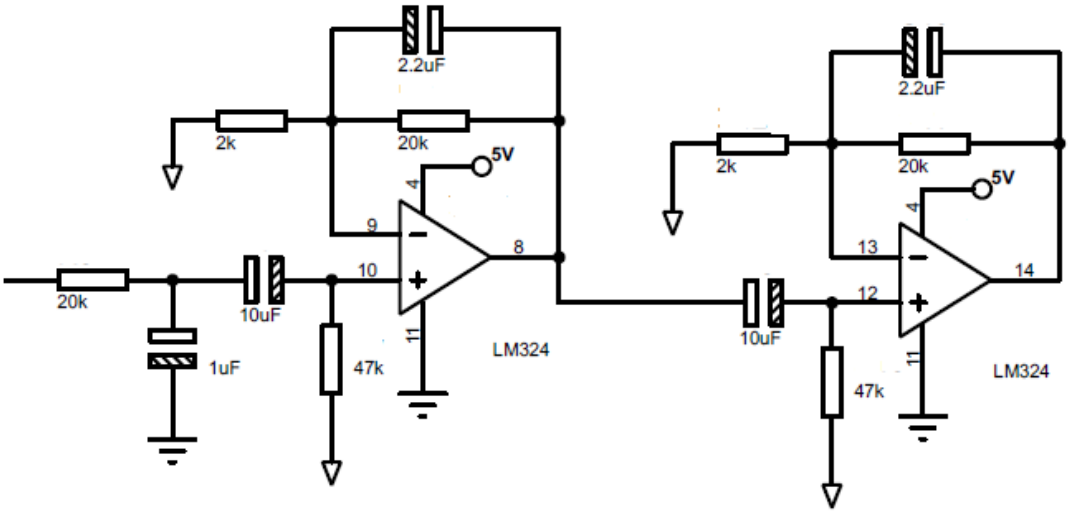
Figura 4-7: Divisor de voltaje empleado como tierra virtual



.

Cada señal, la del LED rojo como la del infrarrojo, irán por circuitos idénticos pero independientes como se ilustra en la figura 4-8. Cada señal pasará inicialmente por un filtro pasa bajo constituido por una resistencia de $20K\Omega$ y un condensador de $1\mu F$, el objetivo de dicho filtro consiste en atenuar las señales de $60Hz$ generadas por las luces artificiales externas al sistema de medición. La idea de este primer filtro también consiste en que las señales inferiores a 10Hz si puedan pasar, debido a que alrededor de los $4Hz$ se halla la señal pulsátil emitida por el corazón que en particular interesa medir.

Figura 4-8: Circuito de amplificación y filtrado pasa banda.



Después de pasar por el filtro pasa bajo, se encuentra un filtro pasa banda que se encarga de establecer un límite entre frecuencias mínimas y máximas. El circuito fue calculado para que las frecuencias de corte, sean 0,3 Hz y 3,6 Hz correspondientes a frecuencias de entre 20 y 200 palpitaciones por minuto propias de los diferentes ritmos cardíacos. Finalmente la señal pasa por un filtro de pasa banda igual al ya establecido, de tal manera que se constituya un filtro de segundo orden con el fin de realizar un mejor corte, debido a que la atenuación es mejor cuando se eleva al cuadrado.

5 PROCESOS DE TRANSDUCCIÓN

5.1 Medición de la frecuencia respiratoria con el uso de un termistor

En el presente sistema se muestra como la frecuencia respiratoria puede ser medida con el uso de un termistor. La idea consiste en colocar un pequeño termistor al interior de una fosa nasal, que perciba las diferencias de temperatura existentes entre el aire inhalado y exhalado en un ciclo respiratorio. Se parte del hecho en que la temperatura corporal se mantiene aproximadamente a 37 grados centígrados (Sauvage, 2011), por lo tanto, es en general superior a la temperatura ambiente, cuando el aire de menor temperatura ingresa en el cuerpo, recibe energía en forma de calor, tratando de alcanzar un equilibrio térmico con el interior, por lo tanto, el aire al salir tiene una temperatura superior a la que tenía inicialmente. Este proceso se lleva a cabo de forma permanente durante la respiración, puesto que el flujo de aire presente en cada ciclo respiratorio se genera debido a un gradiente de presión permanente; si la presión exterior es mayor a la interna o pulmonar, se produce un ingreso de aire a temperatura ambiente; si la presión exterior es menor a la interna, se produce salida de aire (Cantabria, 2011), con una temperatura superior a la del aire que ingreso inicialmente.

Los datos capturados por el termistor se visualizan en el monitor serial de Arduino y posteriormente se establece conexión con Processing para poder graficar en tiempo real la señal que está llegando al Arduino. Una vez allí, se puede realizar una gráfica de voltaje contra tiempo y observar su comportamiento.

5.2 Monitoreo del ritmo cardiaco con un sensor basado en Fotopletismografía

Existen dos momentos en el ciclo cardiaco y por lo tanto hay diferencias en la intensidad de la luz que detecta el sensor, dichas variaciones se dan en función de los respectivos cambios de volumen que presentan las arterias y capilares durante cada ciclo. Es por esta razón que la cantidad de luz incidente sobre el sensor es variante todo el tiempo, si dichas señales se grafican en función del tiempo, se obtiene un fotopletismograma.

La gráfica que se presenta en un fotopletismograma muestra una señal de voltaje contra tiempo. Las fluctuaciones de voltaje se originan debido a dos momentos presentes durante cada ciclo cardíaco. En un primer momento una oleada de sangre abandona el corazón y la presión en las arterias se eleva, lo cual es conocido como presión sistólica. En un segundo momento cuando el corazón descansa entre latidos, no expulsa sangre y la presión disminuye, lo que se conoce como presión diastólica (Ortega & Sánchez, 1992).

La señal que captura el sensor se hace en función de la luz que reflejan los capilares durante cambios de volumen que se dan en virtud de las variaciones de presión, estos datos son llevados al monitor serial de Arduino a través de una de sus entradas analógicas. La forma en la que se envía los datos desde Arduino a Processing y la forma en que se construye la gráfica en Processig, son generalmente similares al caso de la frecuencia respiratoria. Arduino mediante su conversor análogo digital entrega datos digitalizados de voltaje en bits, valores que oscilan entre los 0 y 1.023 bits, en donde cada valor representa un voltaje especifico, siendo 1.023 equivalente a 5V el cual es el voltaje más grande. Aquí también es necesario establecer un voltaje referencia en torno al cual se generan fluctuaciones, el cual es de 2,5 V y ya viene incluido en el Pulse Sensor (pulsesensor.com).

5.3 Cálculo de la saturación de Oxígeno

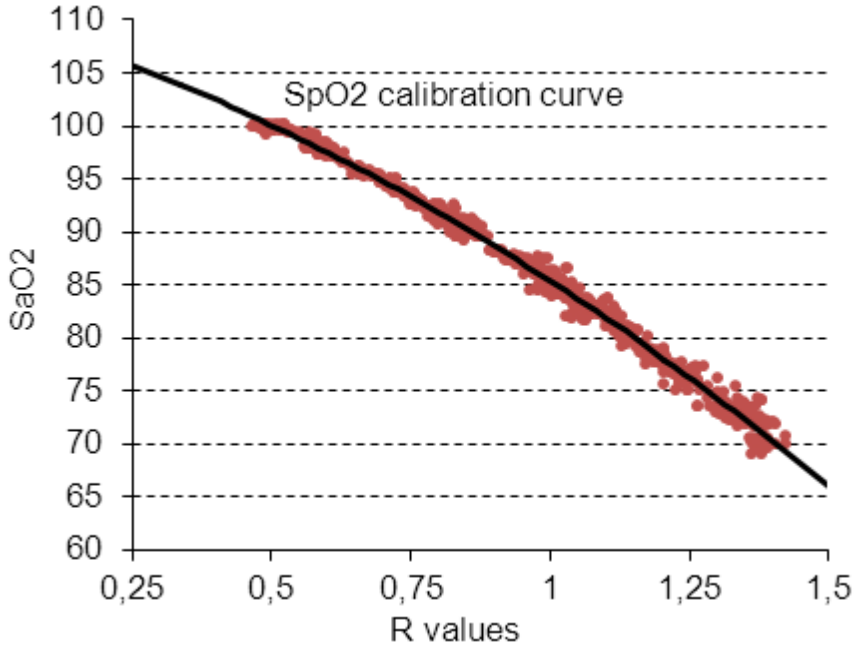
La hemoglobina presente en la sangre, es la que se encarga de llevar oxígeno a las diferentes partes del cuerpo. Sin embargo como se había mencionado anteriormente la concentración de oxígeno varía y con ella también cambian los niveles de absorción tanto para el rojo como para el infrarrojo.

Desde Arduino se programa para que la señal de luz absorbida, para cada fuente emisora, con diferente longitud de onda, tenga una señal independiente. Además al ejecutar el código se define que los datos sean tomados cada milisegundo. Una vez realizado esto, se envían los datos a Processing en donde se calcula el índice de saturación.

Para finalmente obtener el porcentaje de saturación de oxígeno es necesario acudir a curvas de calibración para establecer una relación entre el coeficiente normalizado R y la

saturación. En este caso se emplea una curva de calibración teórica derivada de la ley de Lamber-Beer (Moreno, 2015). En la figura 5-1 se puede apreciar la curva de calibración.

Figura 5-1: Curva Teórica para calibración (Moreno, 2015).

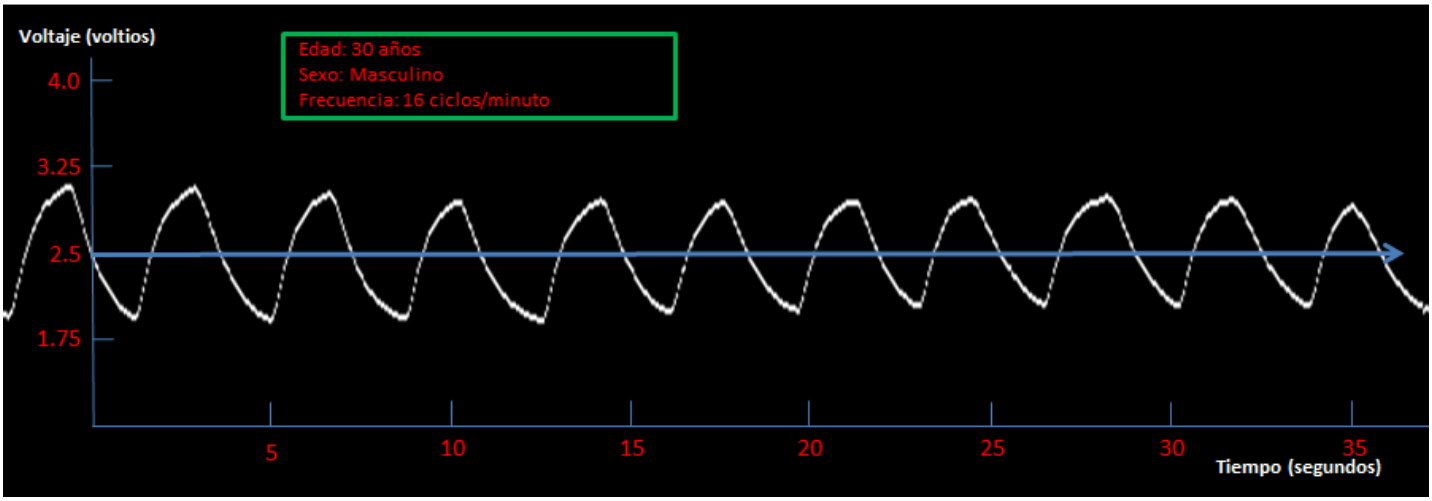


6 RESULTADOS

6.1 Medición Frecuencia Respiratoria

La gráfica de la figura 6-1 entregada por Processing, presenta un comportamiento ondulatorio similar al teórico presentado anteriormente en la figura 2-1, en donde la distancia entre picos representa un ciclo respiratorio. En el código de Processing se programa una orden que permite hacer un conteo de los puntos máximos durante un minuto, para de esta manera poder saber la frecuencia respiratoria. Al evaluar la gráfica se puede determinar qué tan regular es la respiración y por ende determinar si el paciente posee algún problema respiratorio.

Figura 6-1: Grafica voltaje-tiempo que ilustra los ciclos respiratorios de inhalación y exhalación.

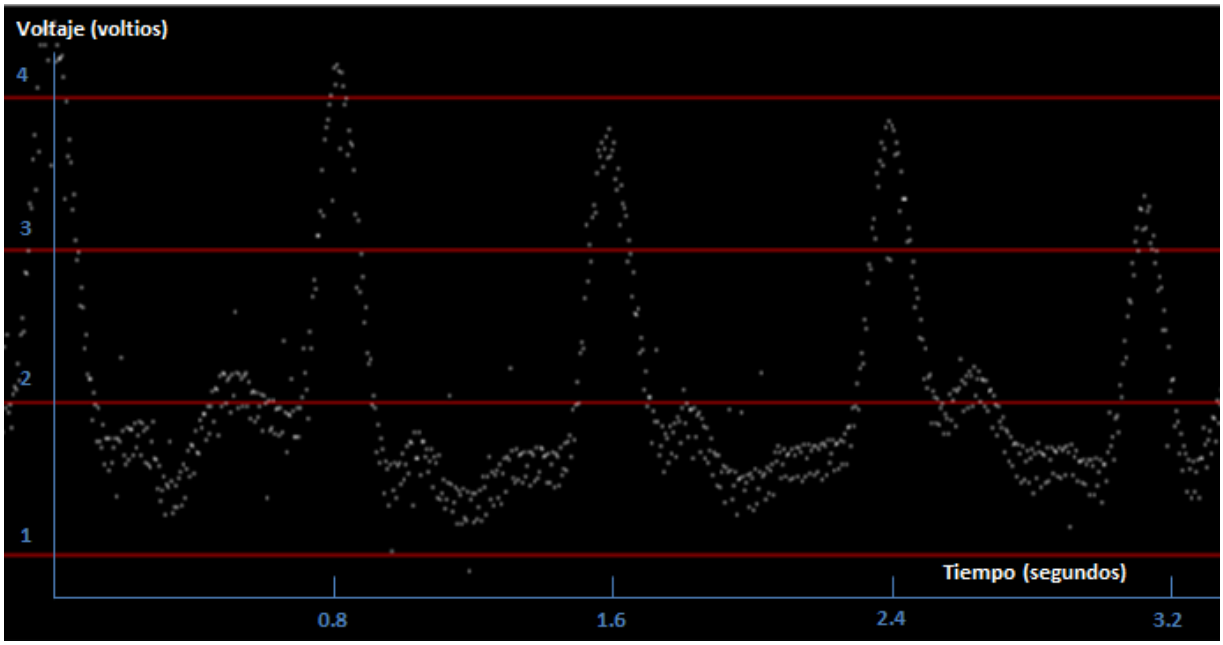


Para la señal mostrada en la figura 6-1, se determinó una frecuencia de 16 ciclos durante un minuto, realizando la prueba en un adulto de 30 años.

6.2 Frecuencia y ritmo cardiaco

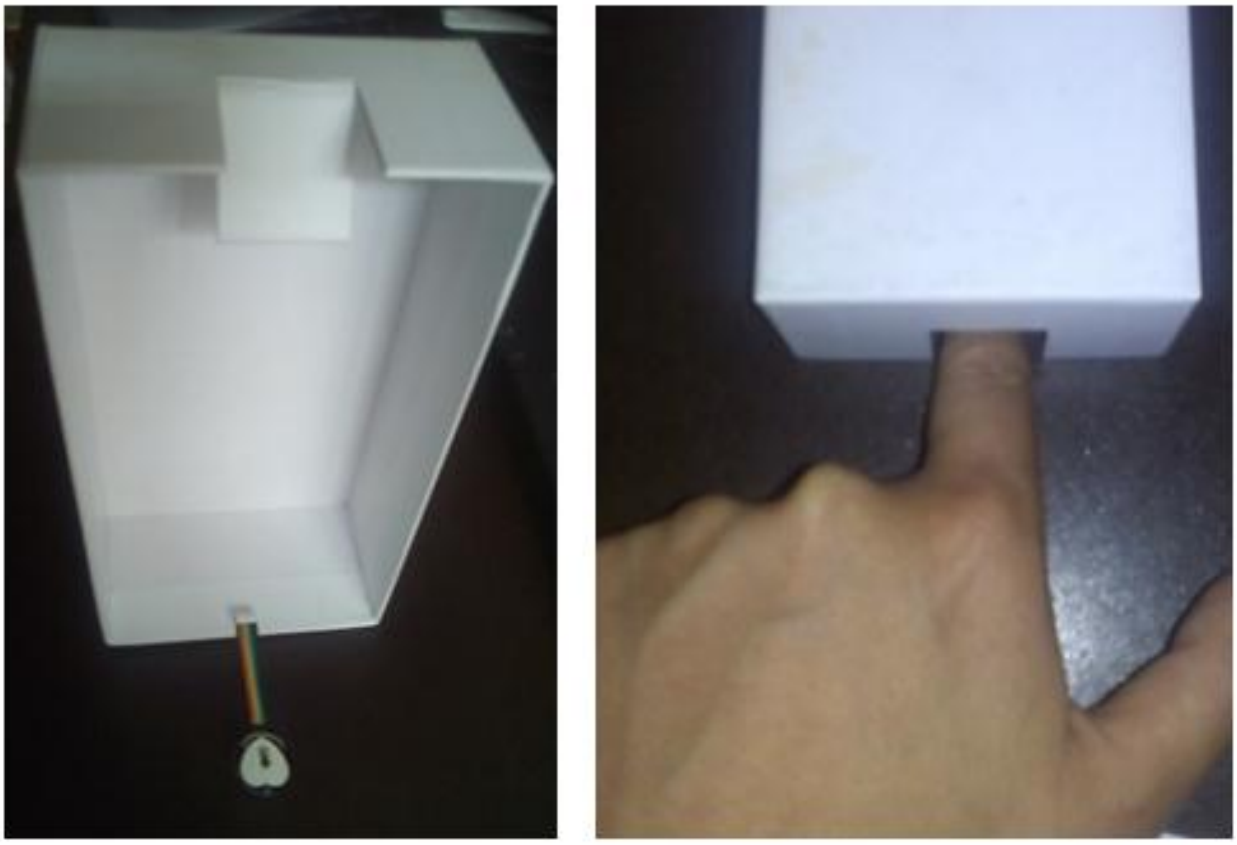
Al graficar los datos capturados por Pulse Sensor en Processing para un tiempo real, se obtiene la gráfica de la figura 6-2. Sin embargo, se puede apreciar que la gráfica presenta ruido, lo cual hace que sea poco legible la información acerca del ritmo cardiaco.

Figura 6-2: Señal frecuencia cardiaca con presencia de ruido.



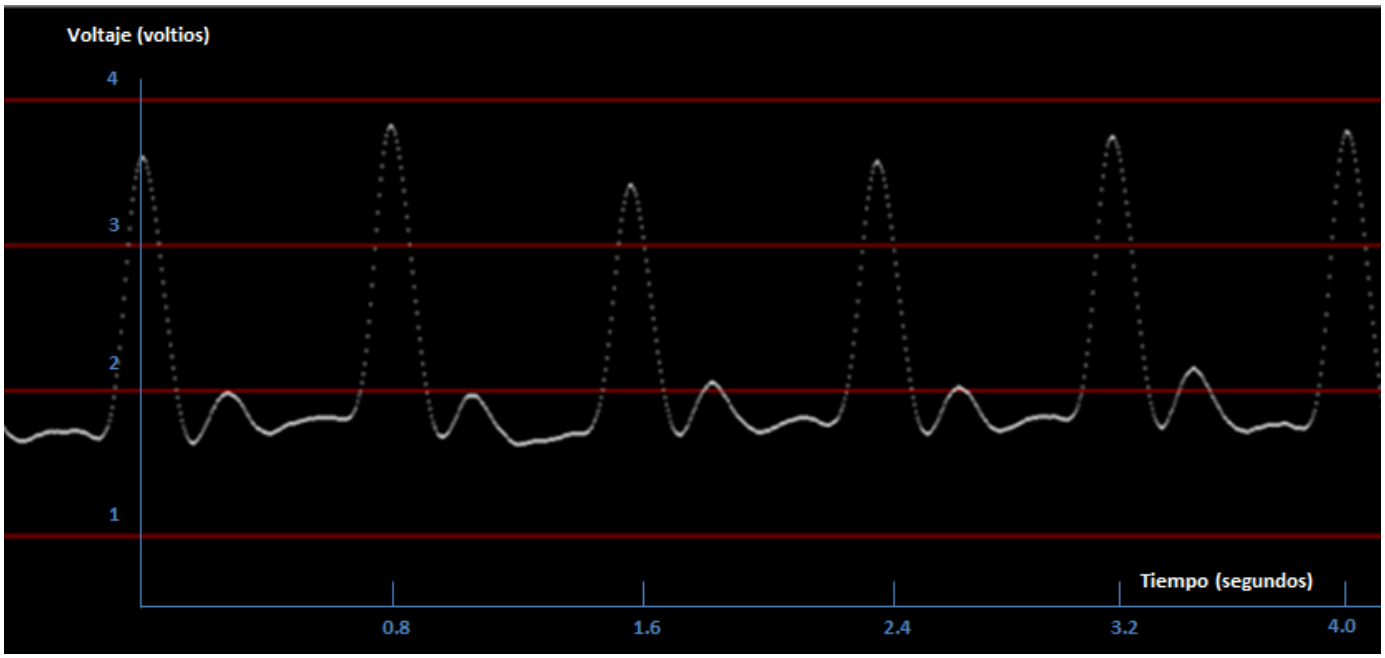
Para que la señal salga con poco ruido y sea completamente legible, es necesario aislar las fuentes de luz y de inducción. Para reducir los efectos inductivos es necesario desconectar el PC del cargador o fuente de alimentación durante la medición. Por otra parte, para aislar las fuentes de luz y evitar que no lleguen al sensor, se crea una caja de carton blanca que se ilustra en la figura 6-3, la cual sirve de cubierta a la luz externa y grantiza que al sensor llegue unicamente la luz reflejada que en principio proviene del LED.

Figura 6-3: Protector de cartón que aísla las fuentes de luz externas.



En la figura 6-4 se presenta la grafica de la señal despues de haber atenuado las fuentes de ruido. Allí se pueden apreciar la periodicidad de dos picos de voltaje diferentes, cada pico representa uno de los componentes de la presión arterial. La presión sistólica que corresponde al valor máximo se asocia a los picos más altos, mientras que la más baja conocida como diastólica se representa con los picos menores. Cada una de las lineas horizontales presentadas en la figura representa un valor de voltaje de 1V. Los picos menores tienden a mantenerse en 2 voltios y los mayores entre valores de 3V a 4V.

Figura 6-4: Señal de voltaje en función del tiempo que ilustra el ritmo cardiaco.



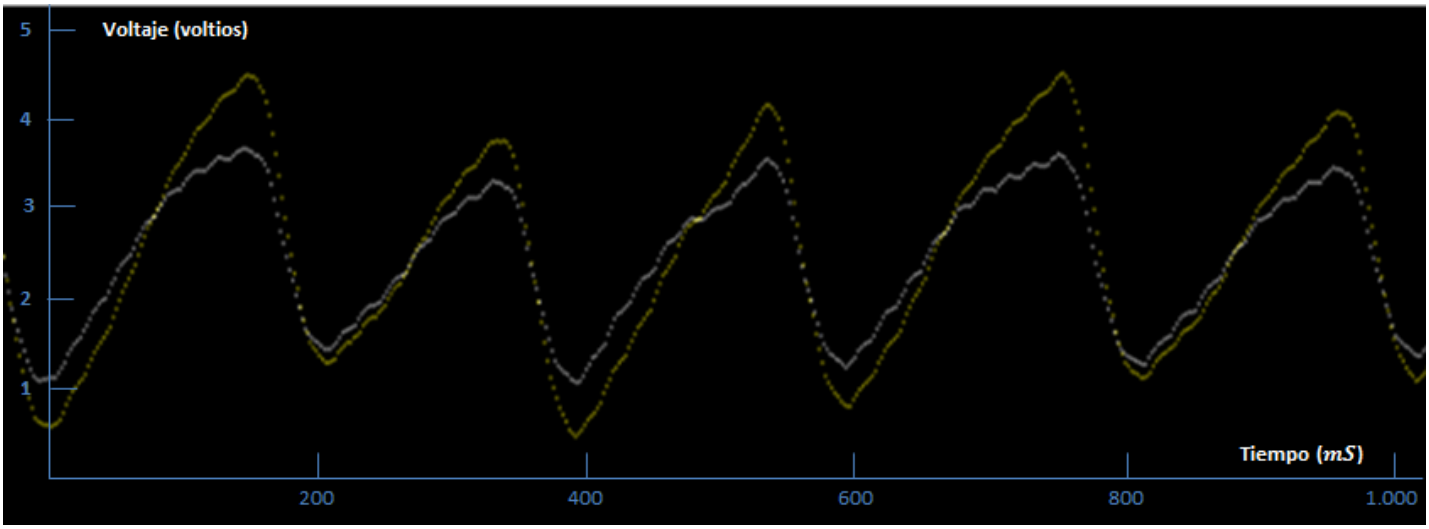
Para la señal mostrada en la figura 6-4, se determinó una frecuencia cardiaca de 75/minuto, realizando la prueba en un adulto de 30 años. La cual se calcula con el conteo de las sístoles y diástoles visualizadas en los picos máximos y mínimos evidenciados en la señal.

6.3 Cálculo del porcentaje de la Saturación de Oxígeno

La figura 6.5 muestra la gráfica presentada por Processing para el comportamiento de la absorción de luz por parte de la hemoglobina de la sangre para dos diferentes longitudes de onda. Por medio del código se realiza la selección de los dos puntos máximos y de los dos mínimos para cada ciclo cardiaco presentes en las señales. La señal mostrada en amarillo indica los niveles de absorción para la luz roja, mientras que la blanca representa la infrarroja. Los picos más altos representan una mayor concentración de oxígeno en sangre, momento en el cual la luz roja pasa con más facilidad y la infrarroja es mayormente absorbida, aspecto que se hace notorio al observar picos más altos de color amarillo. Por su parte, los valores mínimos ilustrados en los valles de las señales, muestran el comportamiento de absorción por parte de la sangre cuando tiene menor concentración de oxígeno, aquí la luz roja se absorbe en mayor cantidad que la infrarroja, por esta razón los valles blancos son menos prolongados.

La relación de las alturas permite determinar el porcentaje de saturación de oxígeno, a merced de que se conocen con precisión los valores de absorción de luz para dos diferentes longitudes de onda, en dos momentos en que la concentración de oxígeno en sangre es diferente.

Figura 6.5: Señales de la absorción de luz por parte de la sangre, para dos longitudes de onda diferentes.



Para la señal mostrada en la figura 6-5, se determinó un porcentaje de saturación de oxígeno del 97%, realizando la medición en un adulto masculino de 30 años. Los valores calculados para cada una de las mediciones, se pueden visualizar en la pantalla presentada por processing cada vez que el usuario así lo requiera.

7 CONCLUSIONES

- Es posible la realización de dispositivos que sirven para la medición de variables fisiológicas, empleando materiales de bajo costo.
- Se rescata la importancia del uso de la plataforma Arduino en la construcción de dispositivos electrónicos que sirven para la medición de variables fisiológicas asociadas a los primeros auxilios.
- Es importante el uso de processing en la visualización de señales en tiempo real y en el proceso de incorporación en diferentes dispositivos móviles con sistema operativo Andorid que permitan su instalación.
- El diseño de sistemas de transducción y generación de señales eléctricas favorece la construcción de técnicas que permiten monitorear el comportamiento del cuerpo humano de forma no invasiva.

8 BIBLIOGRAFÍA

Abusleme, A., & Alessandri, C. (2017). Electrones en Acción: Electrónica y Arduinos para tus propios Inventos. Chile.

Alarcó, J. (21 de Julio de 2015). Medida del nivel de saturación de oxígeno en sangre: desarrollo de un pulsioxímetro de bajo coste y comparativa con otros sistemas existentes. *Tesis*. Madrid, España.

Allen, J. (2007). Photoplethysmography and its application in clinical physiological measurement. *Physiological Measurement*, R1- R39.

Arduino. (15 de Enero de 2017). *Arduino Home*. Obtenido de https://www.arduino.cc/

areatecnologia.com. (29 de Enero de 2018). *areatecnologia.com*. Obtenido de http://www.areatecnologia.com/electricidad/paneles-solares.html

asifunciona.com. (29 de Enero de 2018). *asifunciona.com*. Obtenido de http://www.asifunciona.com/electronica/af_conv_ad/conv_ad_5.htm

Batian, P., Eichler, W., Huber, F., Jaufmann, N., & Manderla, J. (2001). *Electrotecnia.* Madrid: Ediciones Akal.

Borbonés, C. (2014). Dieño e Implementación de un Pulsioxímetro. *Tesis*. España: Universidad de la Laguna.

Borbones, C., & Toledo, J. (2014). Diseño e Implementación de un Pulsioxímetro. España: Universidad de la Laguna.

Cantabria, U. (2011). *Ciencias de la Salud, Fisiología Humana*. Obtenido de Material de clase, Bloque temático 3, Fisiología del aparato respiratorio: http://ocw.unican.es/ciencias-de-la-salud/fisiologia-humana-2011-g367/material-de-clase/bloque-tematico-3.-fisiologia-del-aparato/tema-2.-mecanica-respiratoria/tema-2.-mecanica-respiratoria

Carr, J. (2002). *Practical Radio Frequency Test & Measurement.* Elsevier Science.

Charles, A., & Matthew, S. (2013). *Fundamentos de circuitos eléctricos.* Mexico D.F.: Mc Graw Hill.

Corona, L., Abarca, G., & Mares, J. (2014). *Sensores y actuadores Aplicaciones con Arduino.* México D.F.: Grupo Editorial Patria.

Doctissimo. (2017). Obtenido de Diccionario Médico: http://www.doctissimo.com/es/salud/diccionario-medico/ritmo-cardiaco

escolares.net. (30 de Enero de 2018). *escolares.net*. Obtenido de http://www.escolares.net/fisica/tipos-de-reflexion/

eveliux.com. (30 de Enero de 2018). *eveliux.com*. Obtenido de http://www.eveliux.com/mx/Conversion-Analogico-Digital-ADC.html

fotonostra.com. (Julio de 2015). *fotonostra.com*. Obtenido de http://www.fotonostra.com/fotografia/reflexion.htm

Garrido, J. (2015). *Fundamentos de Arduino.*

Gómez, S., & Suntasig, F. (Octubre de 2011). Diseño y Construcción de un Prototipo de Oxímetro de Pulso. Quito, Ecuador: Escuela Politécnica Nacional.

Johnston, W. (27 de Julio de 2006). Development of a Signal Processing Library for Extraction of SpO2, HR, HRV, and RR from Photoplethysmographic Waveforms. *Tesis*.

Lab, E. (Septiembre de 2012). Introducing easy pulse: a diy photoplethysmographic sensor for measuring heart rate.

Martín, J. (2016). *Electrónica.* Editex.

Moore, K. (2008). *Embriología clínica.* Barcelona: Elsevier Saunders.

Moreno, L. (2015). Diseño e Implementación de un Dispositivo para la Detección de la Oxigenación en Sangre. *Tesis*. Sevilla: Universidad de Sevilla.

Ortega, R., & Sánchez, P. (1992). *Medicina del Ejercicio Físico y del Deporte para la Atención a la Salud.* Madrid: Ediciones Diaz de Santos.

Pallás, R. (2003). *Sensores y Acondicionadores de Señal.* Barcelona: Marcombo.

Pinochet, J., & Guido, T. (2001). *Los semiconductores y sus aplicaciones.* Santiago: Pontificia Universidad Católica de Chile.

Portis, A., & young, H. (1974). *Electrónica de semiconductores.* España: Reverte.

pulsesensor.com. (s.f.). Obtenido de https://pulsesensor.com/pages/pulse-sensor-amped-arduino-v1dot1

Rodríguez, J., Garrido, H., A., M., & M.A., G. (2011). Exactitud y Errores de la Oximetría de Pulso. *V Latin American Congress on Biomedical Engineering CLAIB* , 758-761.

Runberg, D. (2015). *The sparkfun guide to processing.* San Francisco.

Sauvage, L. (2011). *Prevenir las enfermedades del corazón: Diagnóstico, prevención, y tratamiento.* Barcelona: Amat.

Solete. (29 de Enero de 2018). *Solete, Nichese*. Obtenido de http://solete.nichese.com/silicio.html

Surós, A., & Surós, J. (2001). *Semiología médica y técnica exploratoria.* Barcelona: Elsevier Masson.

Torrente, Ó. (2013). *Arduino curso práctico de formación .* México D.F.: Alfaomega.

Túzaro, T. (28 de Enero de 2018). *The Túzaro*. Obtenido de https://thetuzaro.wordpress.com/tag/semiconductores-tipo-n/

Vázquez, C., & Paéz, G. (2005). Análisis de la oximetría de pulso para su aplicación en la detección de actividad cerebral. León, Guanajuato, México: CIO.

wikipedia. (20 de Octubre de 2015). *wikipedia*. Obtenido de https://es.wikipedia.org/wiki/Processing

Wilkes, S., Stansby, G., & Sims, A. (2015). Peripheral arterial disease: diagnostic challenges and how photoplethysmography may help. *British Journal of General Practice*, 322-324.

9 Códigos Para Arduino y Processing.

Frecuencia respiratoria Arduino

```
int lecturavoltaje=0;
void setup() {
  Serial.begin(9600);
  pinMode(8,OUTPUT);
 // pinMode(sensor,INPUT);
}

void loop() {
  lecturavoltaje= analogRead(A0);

  Serial.println(lecturavoltaje);
  delay(50);
if (lecturavoltaje > 470)
{
  digitalWrite(8,HIGH);
}
else
{
  digitalWrite(8,LOW);
}
}
```

Frecuencia respiratoria Porcessing

```
PrintWriter output;

import processing.serial.*; // Importar libreria serial

float ant1 = 0;

float ant2 = 0;

float ant3 = 0;

float ant4 = 0;

float nuevo = 0;

float t0 = 0;

float t1 = 0;

int contmaxi=0;

int impresion=0;

Serial puerto;        // El puero serial, con el comando serial se crea la variable puerto
```

```
int xPos = 1;         // horizontal position of the graph

void setup() {

   t1= millis();

   size(1200,500);  // Tamaño de la pantalla

   //output = createWriter("salida.txt");

   println(Serial.list());    // Se crea una nueva linea de salida cada vez que se imprime un
dato, en este caso imprimirá los puertos en uso uno debajo del otro, que para este caso
será COM9

   puerto = new Serial (this, Serial.list()[0], 9600);// definir la variable puerto como puerto
serial

   puerto.bufferUntil('\n'); // se rellenan espacios hasta que se encuentra un salto de linea

   background(0); // El fondo de la pantalla, que para este caso será el negro

}

void draw () {

   // everything happens in the serialEvent()

}

void serialEvent (Serial puerto) {

   // get the ASCII string:

   String inString = puerto.readStringUntil('\n');

   //output.print(inString);

   if (inString != null) {

      // trim off any whitespace:

      inString = trim(inString);

      String [] datos = split(inString, " ");//separar los datos cada vez que hay un espacio,
viene de Arduino



      float inByte = float(datos[1]);  // Leo valor de la señal

      nuevo = inByte;



      if ((nuevo < ant4 && ant4 < ant3 && ant3 >= ant2 && ant3 >= ant1 && millis() > t1 +
3500)){
```

```
    contmaxi++;
    //println(contmaxi);
    if (t0 == 0){
      t0 = millis();
    }
  }
  ant1 = ant2;
  ant2 = ant3;
  ant3 = ant4;
  ant4 = nuevo;

  if (millis() > t0 + 60000 && impresion == 0){
    println ("No. máximos = ",contmaxi);
    impresion = 1;
    //output.flush();
    //output.close();
  }

 inByte = map(inByte, 0, 1023, 0, height);

  // draw the line:
  stroke(255,255,255);
  line(xPos, -1*(inByte-height), xPos, -1*(inByte-height+1));
  // at the edge of the screen, go back to the beginning:
  if (xPos >= width) {
    xPos = 0;
    background(0);
  }
  else {
```

```
        // increment the horizontal position:
        xPos++;
      }
   }


}
```

Frecuencia cardiaca Arduino

```
int lecturasensor = 0;

void setup() {

Serial.begin(9600);

}
void loop() {
lecturasensor = analogRead(A1);

  Serial.println(analogRead(A1));
  delay(10);
}
```

Frecuencia cardiaca Processing

```
import processing.serial.*;


 Serial myPort;        // The serial port

 int xPos = 1;         // horizontal position of the graph

 int Pfp=1000;


 void setup () {

 // set the window size:

 size(Pfp, 500);


 // List all the available serial ports

 // if using Processing 2.1 or later, use Serial.printArray()
```

```
println(Serial.list());

// I know that the first port in the serial list on my mac
// is always my  Arduino, so I open Serial.list()[0].
// Open whatever port is the one you're using.
myPort = new Serial(this, Serial.list()[0], 9600);

// don't generate a serialEvent() unless you get a newline character:
myPort.bufferUntil('\n');

// set inital background:
background(0);

stroke(255,0,0);
line(0,100,Pfp,100);
text('4',0,110);
 stroke(255,0,0);
line(0,200,Pfp,200);
text('3',0,210);
 stroke(255,0,0);
line(0,300,Pfp,300);
text('2',0,310);
 stroke(255,0,0);
line(0,400,Pfp,400);
text('1',0,410);

}
void draw () {
// everything happens in the serialEvent()
```

```
}
void serialEvent (Serial myPort) {
// get the ASCII string:
String inString = myPort.readStringUntil('\n');
if (inString != null) {
// trim off any whitespace:
inString = trim(inString);
// convert to an int and map to the screen height:
float inByte = float(inString);
inByte = map(inByte, 0, 1023, 0, height);

// draw the line:
stroke(255,255,255);
line(xPos, -1*(inByte-height), xPos, -1*(inByte-height+1));

// at the edge of the screen, go back to the beginning:
if (xPos >= width) {
xPos = 0;
background(0);
stroke(255,0,0);
line(0,100,Pfp,100);
text('4V',0,110);
 stroke(255,0,0);
line(0,200,Pfp,200);
text('3V',0,210);
 stroke(255,0,0);
line(0,300,Pfp,300);
text('2V',0,310);
 stroke(255,0,0);
```

```
 line(0,400,Pfp,400);

 text('1V',0,410);

 }

 else {

 // increment the horizontal position:

 xPos++;

 }

 }

 }
```

Saturación de Oxígeno Arduino

```
//Infra 12
//Rojo 13
int lecturasensor = 0;

void setup() {
Serial.begin(9600);
pinMode(12,OUTPUT);
pinMode(13,OUTPUT);
pinMode(A1,INPUT);
pinMode(A2,INPUT);
}

void loop() {
lecturasensor = analogRead(A1);
digitalWrite(13,HIGH); //rojo On
digitalWrite(12,LOW);
delayMicroseconds(10);//Espera que el Led rojo encienda
lecturaA1(1);
digitalWrite(13,LOW); // Los dos apagados
digitalWrite(12,LOW);
delayMicroseconds(10);//Espera el apagado
lecturasensor = analogRead(A2);
digitalWrite(13,LOW);  // infra On
digitalWrite(12,HIGH);
delayMicroseconds(10);//Espera que el Led infra encienda
lecturaA2(1);
digitalWrite(12,LOW);// Los dos apagados
digitalWrite(13,LOW);
delayMicroseconds(10);//Espera el apagado
}
```

```
void lecturaA1(int i){
for(int j=0;j<i;j++){
 Serial.println(analogRead(A1));
}
}
void lecturaA2(int i){
for(int j=0;j<i;j++){
 Serial.println(analogRead(A2));
}
}
```

Saturación de Oxígeno Processing

```
import processing.serial.*; // Importar libreria serial

 Serial puerto;        // El puero serial, con el comando serial se crea la variable puerto
 int xPos = 0;         // horizontal position of the graph
 float h=0;
 float max1 = 0;
 float max2 = 0;
 float min1 = 9999999;
 float min2 = 9999999;
 int pasada = 1;
 int modulo = 2;
 float R = 0;
 float SaO2 = 0;
 void setup() {

   size(1000,500);  // Tamaño de la pantalla
   println(Serial.list());    // Se crea una nueva linea de salida cada vez que se imprime un
dato, en este caso imprimirá los puertos en uso uno debajo del otro, que para este caso
será COM9

   puerto = new Serial (this, Serial.list()[0], 9600);// definir la variable puerto como puerto
serial
   puerto.bufferUntil('\n'); // se rellenan espacios hasta que se encuentra un salto de linea
   background(0); // El fondo de la pantalla, que para este caso será el negro
}


void draw () {
 // everything happens in the serialEvent()
 }


 void serialEvent (Serial puerto) {
    // get the ASCII string:
    String inString = puerto.readStringUntil('\n');
```

```
if (inString != null) {
  // trim off any whitespace:
  inString = trim(inString);
  // convert to an int and map to the screen height:
  float inByte = float(inString);
  inByte = map(inByte, 0, 1023, 0, height);

  // draw the line:
  // Red Green Blue

  if (pasada == 1){
    if (xPos % 2 == 0){
      stroke(255,255,255);    // Blanco
    }
    else {
      stroke(255,250,0);      // Amarillo
    }
  }
  else {
    if (xPos % 2 == 0){
      stroke(255,255,0);    // Blanco
    }
    else {
      stroke(255,250,255);      // Amarillo
    }
  }

  line(xPos, -1*(inByte-height), xPos, -1*(inByte-height+1));
  //println(inByte);

  if (pasada == 1){
    if (xPos > 0.1*width){
      if (xPos % 2 == 0){
        h =-1*(inByte-height);
        if ( h > max2 ){
          max2 = h;
        }
        if ( h < min2){
          min2 = h;
        }
      }
      else {
        h =-1*(inByte-height);
        if ( h > max1 ){
          max1 = h;
        }
        if ( h < min1){
          min1 = h;
        }
      }
    }
```

```
}
else {
  if (xPos > 0.1*width){
    if (xPos % 2 == 0){
      h =-1*(inByte-height);
      if ( h > max1 ){
        max1 = h;
      }
      if ( h < min1){
        min1 = h;
      }
    }
    else {
      h =-1*(inByte-height);
      if ( h > max2 ){
        max2 = h;
      }
      if ( h < min2){
        min2 = h;
      }
    }
  }

}

// at the edge of the screen, go back to the beginning:
if (xPos >= width) {
  xPos = 0;
  println ("Maximo señal 1 = ", max1);
  println ("Mínimo señal 1 = ", min1);
  println ("Maximo señal 2 = ", max2);
  println ("Mínimo señal 2 = ", min2);
  println ("------------------");
  R=(min2/max2)/(min1/max1);
  SaO2=(115)-(30*R);
  println(SaO2);
  max1 = 0;
  max2 = 0;
  min1 = 9999999;
  min2 = 9999999;

  println (pasada);

  background(0);
  if (pasada == 1){
    pasada = 2;
  }
  else{
    pasada = 1;
  }
}
```

```
    else {
      // increment the horizontal position:
      xPos++;
    }

  }
}
```