

Universidad Don Bosco  
Escuela de Biomédica  
Ciclo 02/2019



Asignatura:  
**Bioinstrumentación**

Actividad:  
**PROYECTO DE CÁTEDRA: MONITOR DE APNEA.**

Docente:  
Ing. Carlos Ernesto Alvarado Rivera

**Integrantes:**

Apellidos, Nombres	Carnet	Correo electrónico
<b>Argueta Argueta, Kevin Josué</b>	AA170194	kevinjo_99@hotmail.com
<b>Fuentes Escolero, Edwin Antonio</b>	FE170732	e_escolero@outlook.com
<b>Mendoza Orellana, Adriana María</b>	MO170241	adriana.mendozao.014@gmail.com

**Fecha de entrega: miércoles 13 de noviembre de 2019**

## Tabla de contenido

INTRODUCCIÓN .....	3
OBJETIVO GENERAL.....	4
OBJETIVOS ESPECÍFICOS.....	4
ALCANCES .....	5
LIMITACIONES.....	5
CRONOGRAMA DE ACTIVIDADES .....	6
PRESUPUESTO PROYECTADO. ....	7
MARCO TEÓRICO .....	8
¿Qué son los signos vitales? .....	8
¿Qué es la frecuencia respiratoria? .....	8
¿Qué es la oximetría de pulso? [1] .....	10
¿Qué es la apnea?.....	12
¿Cómo se relaciona la frecuencia respiratoria y la oximetría de pulso con la apnea? [4] .....	12
¿Cómo se puede medir la frecuencia respiratoria y el nivel de oxígeno en la sangre? .....	13
Frecuencia respiratoria. ....	14
ANÁLISIS DE RESULTADOS.....	16
• MEDIDOR DE FRECUENCIA RESPIRATORIA.....	16
• OXÍMETRO DE PULSO. ....	20
DISEÑO DE PCB .....	22
PROCESAMIENTO DE LA SEÑAL. ....	24
PRESENTACIÓN DE INFORMACIÓN.....	25
CONSTRUCCIÓN DE CHASIS.....	27
PRESUPUESTO EJECUTADO: .....	28
MANUAL DE USUARIO: .....	30
1. Seguridad.....	30
2. Apariencia externa y conexiones.....	30
3. Alimentación del dispositivo. ....	31
4. Configuración inalámbrica del dispositivo. ....	31
5. Uso del Monitor de apnea.....	33
6. Alarmas.....	35
7. Problemas y posibles soluciones .....	35
ANÁLISIS DE RESULTADOS.....	36
CONCLUSIONES.....	36
RECOMENDACIONES .....	36
REFERENCIAS .....	37
BIBLIOGRAFÍA .....	38
ANEXOS .....	39

## **INTRODUCCIÓN**

El presente documento se realizó como constancia del diseño y la construcción de un prototipo capaz de poder monitorear apnea en una persona. Para ello se basó en la construcción de dos dispositivos, tales como oxímetro de pulso y medidor de frecuencia respiratoria, los cuales son de bajo costo, simples y de fácil manejo.

Se pretende describir el principio de funcionamiento en el cual se basó su construcción, los procesos electrónicos empleados para la obtención de voltajes, amplificación y filtrado de señal, así como también los códigos utilizados para conseguir la medida de los parámetros deseados que en este caso son nivel de oxígeno en sangre y frecuencia respiratoria.

El fin del prototipo es monitorear el estado en el que el usuario se encuentra con base a una patología respiratoria y para ello se implementara el uso de alarmas, tanto audible como visual, para poder alertar de mejor manera en tales casos en los cuales los valores obtenidos no se encuentren dentro de un rango normal de valores determinados, y así poder actuar de acuerdo a la ocasión para asegurar la vida de la persona que se está monitoreando.

## **OBJETIVO GENERAL**

- El propósito de este proyecto es diseñar e implementar un sensor de bajo costo y no invasivo para monitorear la frecuencia respiratoria, llegando a ser de utilidad para el seguimiento y diagnóstico de la apnea del sueño.

## **OBJETIVOS ESPECÍFICOS**

- Diseñar un circuito análogo que por medio de lecturas de temperatura permita detectar la frecuencia respiratoria de un paciente en monitoreo.
- Añadir los componentes necesarios para la visualización inalámbrica de los datos recogidos por los sensores.
- Construir el prototipo, con alarmas incluidas, para realizar las pruebas necesarias y verificar su comportamiento real.
- Implementar el circuito en PCB para la presentación final.

## **ALCANCES**

El desarrollo de este proyecto se llevará a cabo para implementar un prototipo que permita el monitoreo de la frecuencia respiratoria y el porcentaje de oxígeno en sangre, para detectar posibles problemas de apnea y, en un caso crítico, sea capaz de alertar a quienes están observando al paciente monitoreado.

## **LIMITACIONES**

Las limitaciones para la ejecución de este proyecto se listan a continuación:

- Poca experiencia en el uso de sensores. Lo que dificultó, en un principio, comprender de qué manera eran recogidos los datos.
- Costos para implementación del prototipo. Debido a que este proyecto fue ejecutado simultáneamente junto a otros, la disponibilidad económica para adquisición de materiales se vio afectada.
- El tiempo de trabajo. Debido a la dificultad para acordar horarios y trabajar en conjunto, se acordaron sesiones de trabajo de fines de semana completos para poder desarrollar el proyecto, lo que a su vez causó atrasos en otras actividades de los integrantes.

El presente trabajo de investigación se ha delimitado en los siguientes aspectos:

- Delimitación Temporal:  
El desarrollo de este proyecto se realizó durante un periodo de 4 meses, comprendidos de julio a noviembre de 2019
- Delimitación geográfica:  
El proyecto se llevó a cabo en la Universidad Don Bosco, Soyapango, El Salvador.

## CRONOGRAMA DE ACTIVIDADES

Las actividades que se desarrollaran durante este proyecto se detallan a continuación:

Tabla #. Actividades del proyecto

N°	ACTIVIDADES	Semanas															
		1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16
1	Recolección de información		X														
2	Elección del proyecto			X													
3	Elaboración de documentación teórica				X												
4	Diseño e implementación de prototipo					X											
5	Realización de pruebas con el prototipo						X	X									
6	Presentación del primer avance								X								
7	Correcciones del primer avance de proyecto de cátedra									X							
6	Modificación al proyecto de acuerdo a correcciones									X							
7	Segundas pruebas del prototipo										X						
8	Presentación del segundo avance										X						
9	Diseño e impresión del PCB												X				
10	Pruebas con el circuito impreso												X				
11	Presentación del tercer avance													X			
12	Adaptación para comunicación inalámbrica														X		
13	Construcción de chasis														X		
13	Creación del documento final															X	
14	Entrega y defensa final																X

## PRESUPUESTO PROYECTADO.

*Tabla 1. Presupuesto proyectado de elementos requeridos para implementación del prototipo.*

Elemento	Cantidad	Precio unitario	Precio total
Amplificador diferencial LM324	1	\$ 1.22	\$ 1.22
Resistencia 10K 1/2 W	3	\$ 0.30	\$ 0.90
Termistor NTC 10K	1	\$ 0.50	\$ 0.50
Resistencia 100K 1/2 W	5	\$ 0.30	\$ 1.50
Cable UTP CAT5 (Yarda)	2	\$ 0.25	\$ 0.50
Módulo de oximetría Sparkfun MAX3105	1	\$ 13.50	\$ 13.50
Tarjeta Arduino Uno	1	\$ 16.00	\$ 16.00
Cables Arduino	1	\$ 2.50	\$ 2.50
Breadboard	1	\$ 7.50	\$ 7.50
Mascarilla para oxígeno	1	\$ 4.00	\$ 4.00
Impresión laser	1	\$ 0.50	\$ 0.50
Placa de cobre	1	\$ 5.00	\$ 5.00
Percloruro Férrico	1	\$ 3.50	\$ 3.50
Estaño	2 yardas	\$ 0.30	\$ 0.60
Capacitor 120uF	1	\$ 0.90	\$ 0.90
Resistencia 20K	1	\$ 0.30	\$ 0.30
Materiales para chasis	1	\$ 20.00	\$ 20.00
Módulo Bluetooth	1	\$ 10.95	\$ 10.95
<b>TOTAL:</b>			<b>\$ 89.87</b>

## MARCO TEÓRICO

### ¿Qué son los signos vitales?

A las funciones más básicas del cuerpo se les conoce como signos vitales. Habitualmente los profesionales de salud se monitorean los cuatro signos vitales primordiales, estos son los siguientes:

- Temperatura corporal
- Pulso
- Frecuencia respiratoria (ritmo respiratorio)
- Presión arterial (si bien no se toma a la presión arterial como un signo vital, generalmente se le controla junto con los signos vitales).

Los signos vitales son esenciales para identificar o monitorear afecciones a la salud. Estos son comúnmente medidos en una institución de salud, en casa, durante una emergencia médica o en cualquier otro lugar siempre que quien los toma sepa cómo llevar a cabo el proceso.

### ¿Qué es la frecuencia respiratoria?

La frecuencia respiratoria es el total de veces que una persona inhala y exhala durante un periodo de un minuto. Generalmente, es medida cuando el paciente en observación está en reposo. Esta puede aumentar por fiebre, enfermedades y otras afecciones médicas.

Al momento de realizar este chequeo es importante tener en cuenta las condiciones que presenta la persona, por ejemplo, si tiene dificultades para respirar. La frecuencia respiratoria normal en un adulto que esté en reposo oscila entre 12 y 16 respiraciones por minuto.

Es importante estar al tanto de que la respiración que se interrumpe por cualquier causa se denomina apnea, la respiración que se torna lenta es llamada bradipnea y, que la respiración que se vuelve difícil o cuesta trabajo es conocida como disnea.

Así también debemos considerar lo siguiente:

- La apnea puede ser intermitente, es decir que aparece y desaparece temporalmente. Esto puede ocurrir, por ejemplo, con la apnea obstructiva del sueño.



- La apnea prolongada significa un fallo en el proceso respiratorio del paciente. Si el corazón aún está activo, la afección se conoce como paro respiratorio. Es un evento potencialmente mortal que requiere de primeros auxilios y atención médica inmediata.
- La apnea prolongada sin actividad cardíaca en una persona que no reacciona se denomina paro cardíaco (cardiopulmonar). En los bebés y niños pequeños, la causa más común de paro cardíaco es el paro respiratorio. En los adultos, el paro cardíaco lleva generalmente al paro respiratorio.

Las causas que provocan dificultad para respirar pueden ser diversas. En la mayoría de los casos, las razones más comunes de apnea en bebés y niños pequeños son diferentes de las presentes en los adultos.

Las causas comunes de la dificultad respiratoria en bebés y niños pequeños incluyen [1]:

- Asma
- Bronquiolitis (inflamación y estrechamiento de las estructuras respiratorias más pequeñas en los pulmones)
- Asfixia
- Encefalitis (inflamación e infección en el cerebro que afecta las funciones vitales del cerebro)
- Reflujo gastroesofágico (pirosis)
- Contener la respiración
- Meningitis (inflamación e infección del tejido que recubre el cerebro y la médula espinal)
- Neumonía
- Nacimiento prematuro
- Convulsiones

Las causas comunes de la dificultad respiratoria (disnea) en adultos incluyen:

- Reacción alérgica que provoca la hinchazón de la lengua, garganta u otras vías respiratorias
- Asma u otras enfermedades pulmonares
- Paro cardíaco
- Asfixia

- Sobredosis de drogas, especialmente debido a alcohol, analgésicos narcóticos, barbitúricos, anestésicos y otros depresores
- Líquido en los pulmones
- Apnea obstructiva del sueño

Otras causas de apnea incluyen:

- Lesión de la cabeza o el cuello, boca y laringe (caja laríngea)
- Ataque cardíaco
- Latidos cardíacos irregulares
- Trastornos metabólicos (químicos, minerales y ácido-básicos del cuerpo)
- Ahogamiento inminente
- Accidente cerebrovascular y otros trastornos cerebrales o del sistema nervioso (neurológicos)
- Lesión en la caja torácica, corazón o pulmones

¿Qué es la oximetría de pulso? [1]

#### 1) Oximetría de pulso.

Para poder comprender el principio en que se fundamenta la medición del nivel de oxígeno en la sangre es necesario recordar algunas definiciones anatómicas. Cuando el flujo sanguíneo pasa por nuestros pulmones se oxigena debido al intercambio gaseoso que ocurre en ese momento, posterior a eso entra en juego una proteína muy importante llamada hemoglobina (ver Figura 1) la cual es la encargada de transportar el oxígeno (oxihemoglobina) por medio de la sangre y de esta manera hacerlo llegar a cada célula de nuestro cuerpo.

El principio en que un oxímetro de pulso se basa es en la absorción de la luz (ver Figura 2), ya que ambos componentes en la sangre, presentan una distinta absorción de las diferentes longitudes de onda, de tal modo que la hemoglobina absorbe más luz roja y la oxihemoglobina más luz infrarroja pudiendo así detectar la presencia y ausencia del oxígeno con base en la cantidad de luz que llega a un receptor que luego de un conjunto de procesos electrónicos y algoritmos se puede obtener el nivel de oxígeno en tiempo real en forma de porcentaje.

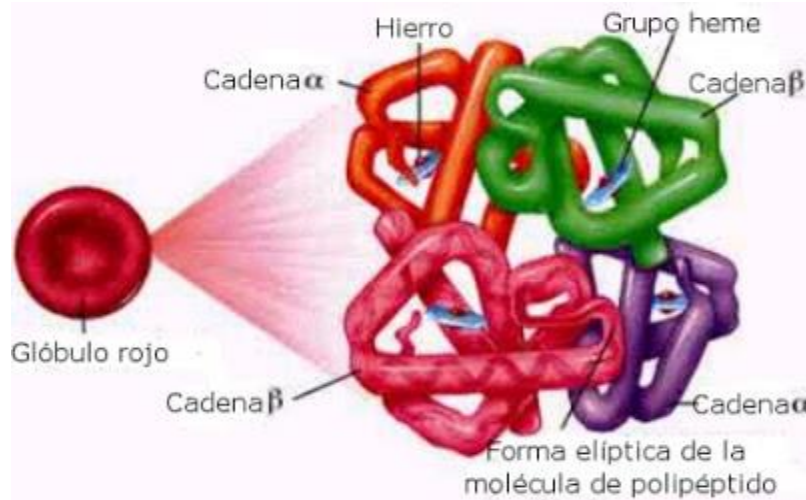


Figura 1 Hemoglobina

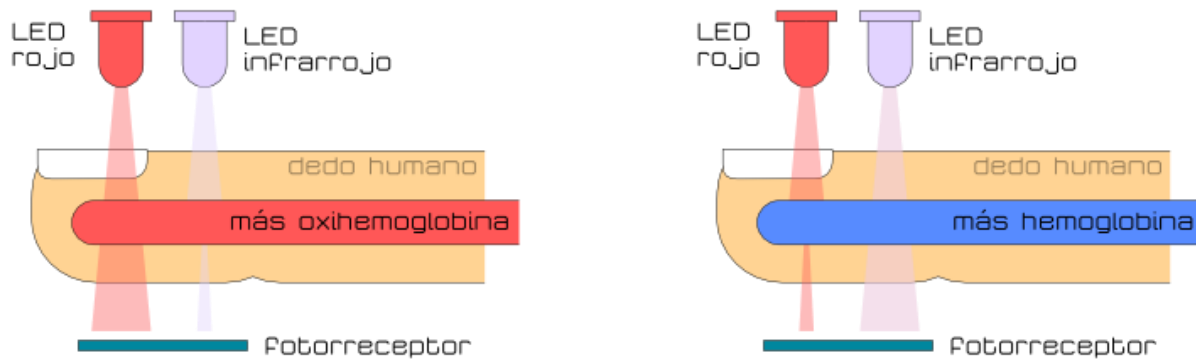


Figura 2 Funcionamiento de un oxímetro de pulso. [7]

La oximetría de pulso es el estudio que se encarga de hacer una estimación de la saturación arterial de oxígeno o, en otras palabras, se encarga de calcular el nivel de oxígeno en sangre, todo esto en forma de porcentaje el cual indica cuánto es el oxígeno presente en la sangre en relación al máximo que se podría transportar.

Para realizar este tipo de medición, se utiliza un dispositivo llamado oxímetro de pulso colocado en el dedo y puesto que no se tiene un contacto directo con la sangre del paciente se conoce como un método no invasivo.

La monitorización de este parámetro es de mucha importancia, haciendo una analogía podríamos decir que el oxígeno es como la gasolina para el cuerpo humano y sin ella, el cuerpo no funcionaría de una buena manera; como por ejemplo, los niveles bajos de oxígeno pueden influir en el corazón y en el cerebro visto este caso en alguien que padece de algún trastorno pulmonar como lo puede ser la hipertensión pulmonar, los niveles de oxígeno en estas personas pueden ser bajos en comparación a los niveles normales que en todo caso, más del 89% de los glóbulos rojos tendrían que contener oxígeno.

¿Qué es la apnea?

La apnea se puede denominar como una patología respiratoria que se lleva a cabo cuando quien que lo padece, tiende a tener paros en la respiración. Este tipo de dolencias se ven más que todo mientras la persona se encuentra durmiendo y es por ello que es conocida como apnea del sueño; siendo ésta más común de lo que se podría imaginar, ya que afecta a más de 3 hombres de cada 10 y a casi 1 mujer de cada 5. [2]

La apnea del sueño puede hacer peligrar la vida puesto que se ve asociada a un latido irregular del corazón, alta presión sanguínea o a un ataque cardíaco. Ésta produce por la relajación de los músculos de la parte superior de la garganta, provocando que estos tejidos se cierren bloqueando la vía respiratoria. Otros de los factores pueden ser:

- Maxilar inferior corto en comparación al superior.
- Cuello grande.
- Lengua grande que puede retraerse bloqueando la vía respiratoria.
- Obesidad.
- Amígdalas y adenoides grandes. [3]

¿Cómo se relaciona la frecuencia respiratoria y la oximetría de pulso con la apnea? [4]

Mientras dormimos se llevan a cabo diferentes ciclos y fases del sueño, la polisomnografía es una prueba que se encarga de ello, para poder hacer una especie de diagnóstico con respecto a los trastornos del sueño como lo pueden ser: la apnea destructiva del sueño, narcolepsia, síndrome de piernas inquietas, el insomnio, etc. Por ende este tipo de pruebas se realizan por las noches mientras el paciente duerme en una habitación adaptada para este tipo de casos, se le colocan un conjunto de electrodos para controlar diferentes parámetros de importancia.

Se reconocen dos fases del sueño en las cuales se tienen de producir alternamente cada 90 minutos aproximadamente, conocidas como:

- Fase MOR: también conocida como sueño sincronizado, en dicha fase el paciente sueña y produce movimientos oculares rápidos mientras que los músculos se encuentran relajados.
- Fase no MOR: en esta fase no hay movimientos oculares pero contiene cuatro etapas detectadas por un electrocardiograma.

Los parámetros a medir en este tipo de pruebas son:

- Tiempo que se tarda en dormir el paciente.
- Tiempo que se tarde en entrar en la fase de sueño con movimientos oculares rápidos (MOR).
- El flujo de aire que entra y sale de los pulmones durante la respiración.
- La frecuencia en que se deja de respirar (apnea).
- Los niveles de oxígeno en la sangre.
- La posición del cuerpo.
- Las ondas cerebrales.

El uso de la polisomnografía se lleva a cabo cuando un paciente tiende a presentar ciertos síntomas que provoquen el sospecho de la existencia de algún trastorno del sueño y entre uno de los más comunes se encuentra la apnea de la cual, ya se habló anteriormente.

¿Cómo se puede medir la frecuencia respiratoria y el nivel de oxígeno en la sangre?

Una vez definida qué es la frecuencia respiratoria y qué es la oximetría de pulso, se puede explicar y tener una mejor comprensión de los principios de los cuales se basó para poder obtener valores de frecuencia respiratoria y nivel de oxígeno en la sangre.

Frecuencia respiratoria.

Para poder medir este parámetro se puede basar en las siguientes opciones:

- a) Galgas extensiométricas: las galgas extensiométricas son sensores que tienden a cambiar su valor de resistencia debido a una deformación aplicada en estas mismas. Ésta se coloca en la parte del tórax (ver Figura 1) y por medio de la deformación que se provoca en la galga al respirar, se interpreta como una respiración que por medio de procesos electrónicos y algoritmos, se puede medir la frecuencia respiratoria de un individuo.
- b) Sensor de temperatura: los sensores de temperatura son aquellos que tienen la capacidad de cambiar su valor de resistencia debido a un cambio en la temperatura del ambiente en el que se encuentren. Este método consiste en detectar un delta de temperatura a la hora en el que el usuario realiza la inhalación y la exhalación (ver Figura 3). Cuando inhalamos, ese aire se enfría cerca de la nariz luego entrando a los pulmones se calienta y se humedece posteriormente realizando la exhalación; esa variación de temperatura que por medio de procesos electrónicos es interpretada como una variación de voltaje, es la que ayuda a reflejar el comportamiento de la frecuencia respiratoria que por medio de algoritmos se procede a obtener el valor de su frecuencia.

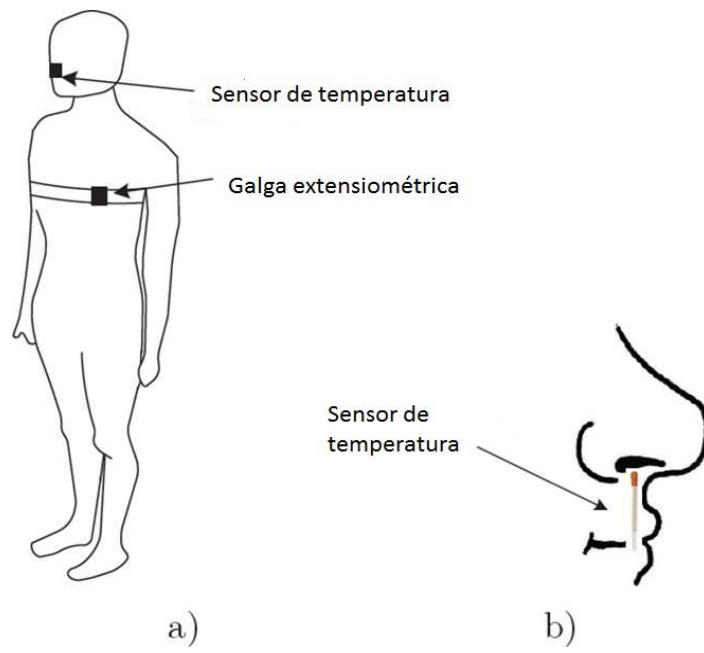


Figura 3 Ubicación de galga extensiométrica y sensor de temperatura para la medición de frecuencia respiratoria. [8]

## ANÁLISIS DE RESULTADOS.

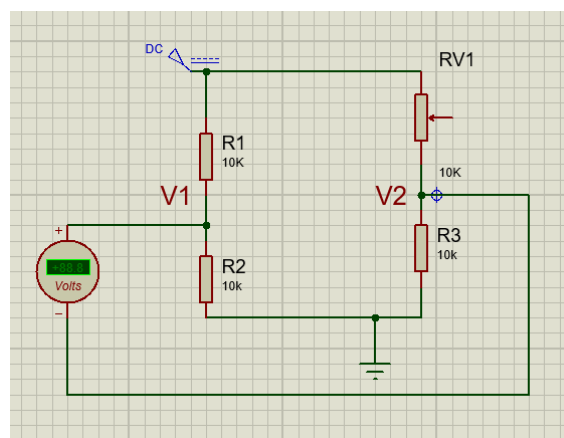
Métodos escogidos para la construcción del prototipo:

De acuerdo a la investigación mencionada en el apartado anterior, se decidió por el método a emplear para el diseño y construcción del prototipo lo cual, conllevan a la elaboración de distintos diagramas electrónicos y códigos para su respectivo funcionamiento.

- **MEDIDOR DE FRECUENCIA RESPIRATORIA.**

Para el medidor de frecuencia respiratoria se basó en la percepción del delta de temperatura que se produce en la inhalación y exhalación. Para ello, primeramente, se tuvo que decidir por el sensor de temperatura a utilizar teniendo como opciones el sensor LM35 y el termistor NTC; decidiendo así el termistor NTC ya que éste provee una respuesta mucho más rápida que el LM35.

Una vez se escogió el sensor de temperatura a utilizar, se empleó el puente de Wheatstone (ver Figura 4) ya que el termistor en respuesta a un valor de temperatura medido nos entrega un valor de resistencia y por tal razón, se es necesario emplear un arreglo (puente de Wheatstone) que con base al valor de temperatura percibido por el termistor, permitiera traducirlo como un voltaje de salida de forma lineal. Para tener una mejor lectura de los datos se utilizó una máscara de oxígeno (ver Figura 5) en la cual, se introdujo el termistor para medir la variación de temperatura al respirar.



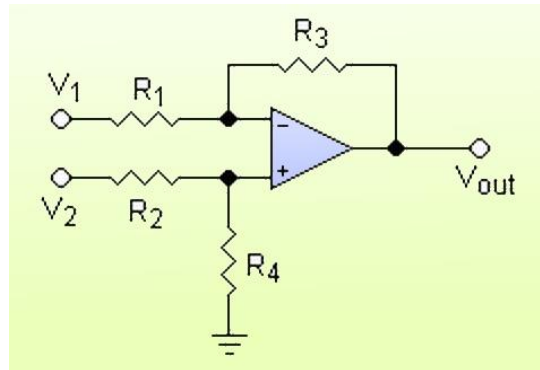
*Figura 4 Uso de puente Wheatstone con termistor*





*Figura 5 Mascarilla para medidor de frecuencia respiratoria*

Luego de emplear el puente de Wheatstone con el termistor, se hizo uso de un amplificador operacional en modo restador conformado por resistencias de  $100k\ \Omega$  para obtener una ganancia unitaria (ver Figura 6) y así lograr una sola salida de voltaje con respecto a las dos ramas del puente de Wheatstone.



*Figura 6 Amplificador en modo restador con ganancia unitaria.*

Posterior a eso, se realizaron pruebas para medir los rangos de variación de voltaje a la hora en la que el usuario respirara detectando así un rango de  $20m\ V$  a  $30m\ V$  indicando valores pequeños de voltaje. Por otro lado, debido a la temperatura ambiente se hizo presencia de un offset cuya solución se llevó a cabo mediante un divisor de tensión (ver Figura 7) tomando a  $R1$  con un valor de  $10k\ \Omega$ , para encontrar el valor de  $R2$  a utilizar se realizaron pruebas en un medio frío y otro a temperatura ambiente, logrando detectar un offset de aproximadamente  $570m\ V$ . Los caculos hechos se verán a continuación:

$$VR2 = \left( \frac{R2}{R1 + R2} \right) * Vin$$

$$570m\ V = \left( \frac{R2}{10k\ \Omega + R2} \right) * 9v$$

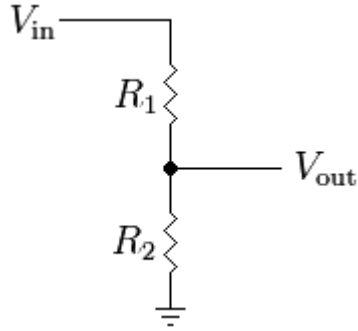


Figura 7 Divisor de tensión para la eliminación de offset.

Dando como resultado un valor de  $R_2 \approx 680 \, \Omega$ .

Finalmente, se tiene la etapa de filtrado. Dado que en la mayoría de circuitos analógicos no se cuenta únicamente con la señal deseada, esta etapa es una de las más importantes. Un filtro es un circuito que se diseña para dejar pasar señales con frecuencias deseadas y rechazar o atenuar otras.

En muchas ocasiones nos encontramos con que, al momento de estar leyendo la señal deseada, en algún instrumento como el osciloscopio, por ejemplo, no obtenemos una señal limpia debido a que existen otras señales que interfieren con la lectura. Estas señales indeseadas se denominan ruido, y comúnmente se encuentran en altos niveles de frecuencia. Es por ello que para nuestro circuito analógico se optará por utilizar un filtro pasivo pasa bajas.

Un filtro pasa bajas se diseña (ver Figura 8) para dejar pasar únicamente las frecuencias inferiores a la frecuencia de corte  $\omega_0$ .

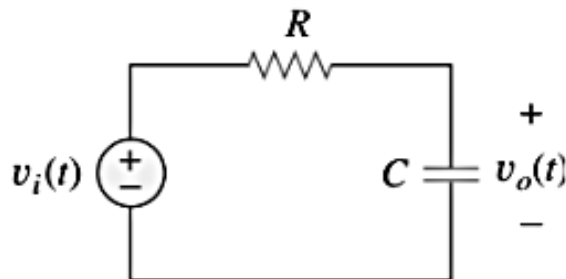


Figura 8 Filtro pasivo pasa bajas [9]

A continuación, se muestran los cálculos efectuados para nuestro filtro pasivo:

- A) Primero, establecemos la frecuencia fundamental. La cual es 60respiraciones por minuto para un neonato. Esta las pasamos a Hertz:

$$f_0 = \frac{60 \text{ respiraciones}}{\text{minuto}} * \frac{1 \text{ minuto}}{60 \text{ segundos}} = 1 \text{ Hz}$$

- B) Con esta frecuencia encontramos nuestra frecuencia de corte

$$\omega_0 = 2\pi f_0 = 2\pi(1\text{Hz}) = 6.2831 \text{ rad/s}$$

- C) Por último, calculamos el valor de nuestro capacitor. Dado que para el valor de resistencia podemos elegir cualquiera en el orden de kilo ohmios, mientras nos haga alta impedancia, seleccionamos una de 18k  $\Omega$ .

Utilizamos la formula siguiente, de la cual despejamos y sustituimos para encontrar el valor del capacitor que ocuparemos:

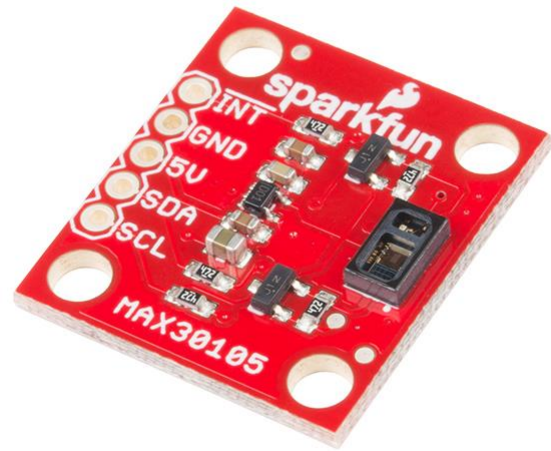
$$\omega_0 = \frac{1}{RC}$$

$$C = 8.8419 \times 10^{-6} \text{ F}$$

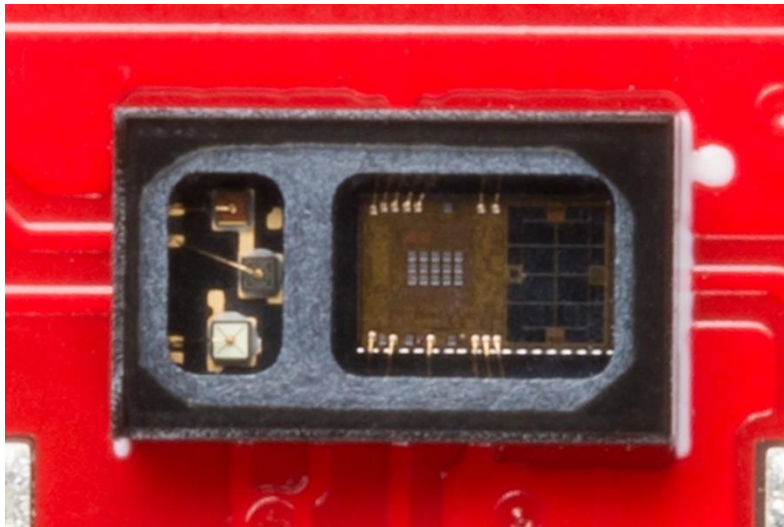
Lo cual se aproxima a un valor de 10u F por ser el que se encuentra disponible comercialmente

- **OXÍMETRO DE PULSO.**

Para la adquisición de la señal de porcentaje de oxígeno en la sangre se ha decidido el uso del módulo de detección de partículas Sparkfun MAX30105 (ver figura 9), este es un módulo muy versátil que permite realizar operaciones como sensor de presencia, detector de colores, oximetría de pulso, entre otros, para la adquisición del porcentaje de oxígeno, el modulo realiza una técnica conocida como “Refractante” [9] en que la fuente de luz y el fotodiodo se encuentran en el mismo lateral (ver figura 10), y el fotodiodo recoge la luz reflejada desde varias profundidades debajo de la piel, la cantidad de luz recibida por el foto receptor respecto a la emitida por la fuente de luz de proporcional a la concentración de sustancia absorbente de luz.



*Figura 9 Sparkfun MAX30105*



*Figura 10 Configuración emisor-receptor MAX30105*

Este módulo adquiere los porcentajes de concentración de sustancia absorbente a través de dos emisores de luz, un LED rojo y un infrarrojo, para identificar los porcentajes de des

oxihemoglobina y oxihemoglobina respectivamente, gracias a sus propiedades de absorber luz a frecuencias específicas, siendo de 650nm para la oxihemoglobina y 950nm para la desoxihemoglobina (ver figura 11) se realiza un muestreo inicial alternando entre las fuentes de luz y guardando los resultados (ver figura 12), posteriormente el equipo utiliza un algoritmo propio de la fabricante que relaciona la cantidad de oxihemoglobina con des oxihemoglobina para obtener el porcentaje de oxígeno en la sangre

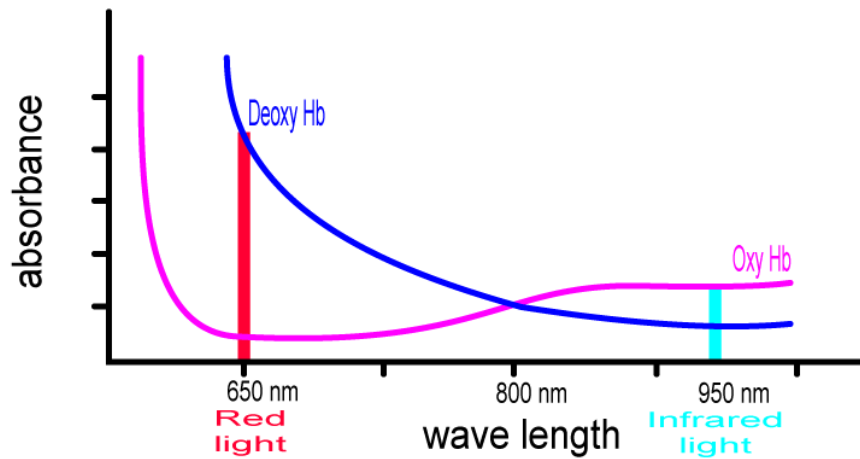


Figura 11 Deoxy Hb y Oxy Hb ante luz roja e infrarroja

```
red=162132, ir=205315, HR=187, HRvalid=1, SPO2=100, SPO2Valid=1
red=162109, ir=205007, HR=166, HRvalid=1, SPO2=100, SPO2Valid=1
red=161752, ir=204272, HR=166, HRvalid=1, SPO2=100, SPO2Valid=1
red=162135, ir=206386, HR=166, HRvalid=1, SPO2=100, SPO2Valid=1
red=162422, ir=205966, HR=166, HRvalid=1, SPO2=100, SPO2Valid=1
red=162826, ir=210419, HR=166, HRvalid=1, SPO2=100, SPO2Valid=1
red=163840, ir=211291, HR=166, HRvalid=1, SPO2=100, SPO2Valid=1
red=162746, ir=206802, HR=166, HRvalid=1, SPO2=100, SPO2Valid=1
red=161702, ir=204181, HR=166, HRvalid=1, SPO2=100, SPO2Valid=1
red=161973, ir=205223, HR=166, HRvalid=1, SPO2=100, SPO2Valid=1
red=161848, ir=205462, HR=166, HRvalid=1, SPO2=100, SPO2Valid=1
red=162096, ir=206465, HR=166, HRvalid=1, SPO2=100, SPO2Valid=1
red=162487, ir=207953, HR=166, HRvalid=1, SPO2=100, SPO2Valid=1
red=163473, ir=210052, HR=166, HRvalid=1, SPO2=100, SPO2Valid=1
red=163586, ir=211360, HR=166, HRvalid=1, SPO2=100, SPO2Valid=1
red=163254, ir=207194, HR=166, HRvalid=1, SPO2=100, SPO2Valid=1
red=161862, ir=205064, HR=166, HRvalid=1, SPO2=100, SPO2Valid=1
red=162045, ir=207013, HR=166, HRvalid=1, SPO2=100, SPO2Valid=1
red=162289, ir=207120, HR=166, HRvalid=1, SPO2=100, SPO2Valid=1
red=162450, ir=208331, HR=166, HRvalid=1, SPO2=100, SPO2Valid=1
red=162964, ir=209658, HR=166, HRvalid=1, SPO2=100, SPO2Valid=1
red=163186, ir=210233, HR=166, HRvalid=1, SPO2=100, SPO2Valid=1
red=163168, ir=209864, HR=166, HRvalid=1, SPO2=100, SPO2Valid=1
red=162101, ir=206783, HR=166, HRvalid=1, SPO2=100, SPO2Valid=1
```

Figura 12. Vista serial de funcionamiento MAX30105

## DISEÑO DE PCB

Haciendo uso del software PROTEUS se finalizó el diagrama electrónico del medidor de frecuencia respiratoria, dicho diagrama puede ser apreciado en la Figura 16. Así mismo, el diseño de este circuito en PCB se observa en la Figura 17 y su acabado en 3D se muestra en la Figura 18.

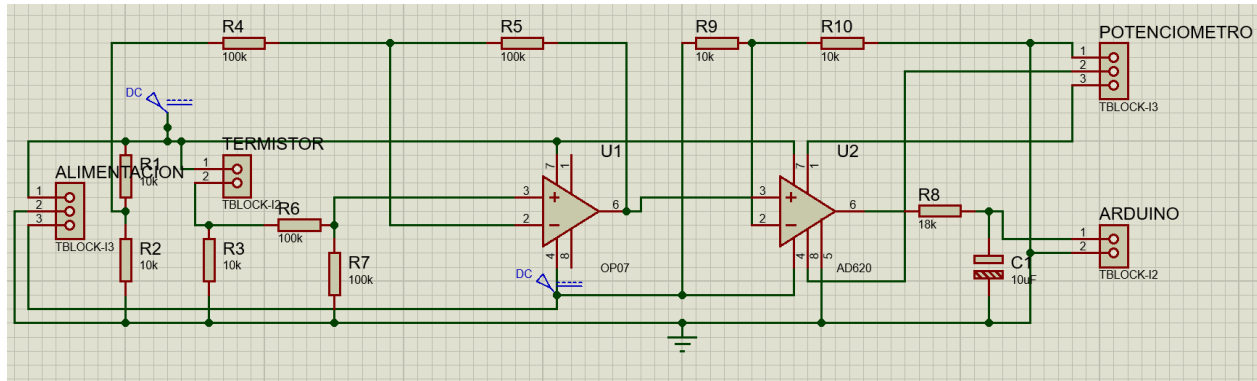


Figura 16. Diagrama de circuito de frecuencia respiratoria

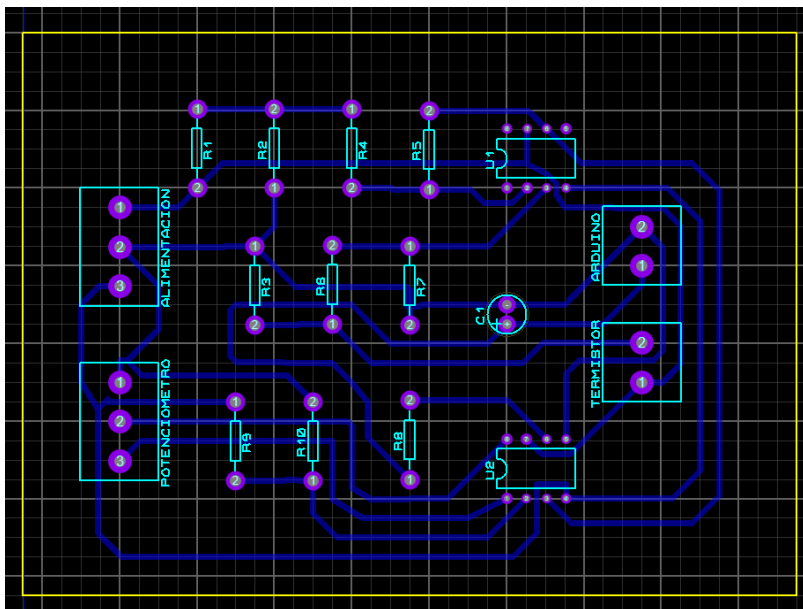


Figura 17. PCB Layout

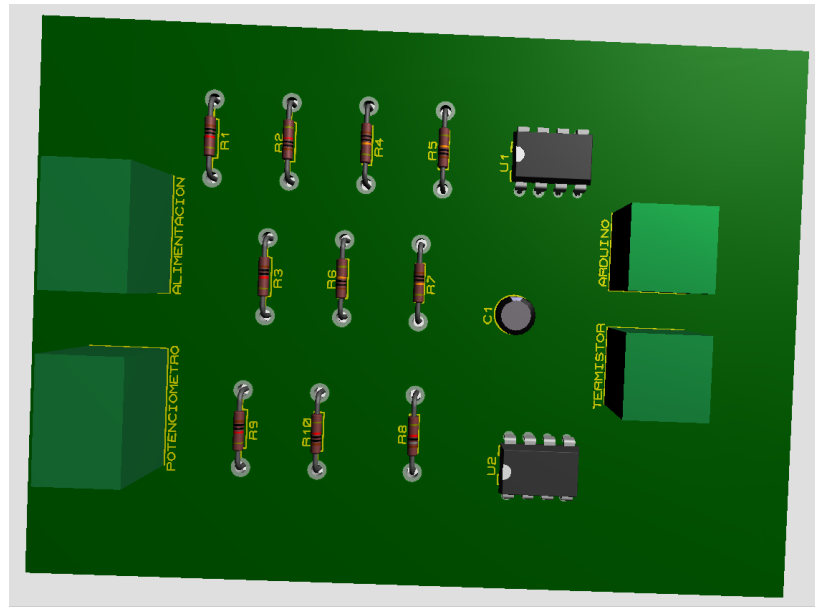


Figura 18. Vista 3D del PCB

De acuerdo al diagrama de la Figura 16. Podemos identificar las siguientes etapas en nuestro circuito:

1. Etapa de alimentación: puesto que se utiliza una fuente bipolar de 9V DC externa, en el circuito se observa únicamente la bornera de 3 entradas para la alimentación positiva, negativa y neutra.
2. Linealización de la señal: en esta etapa tenemos al termistor NTC incluido en la rama derecha del puente Wheatstone compuesto por resistencias de  $10K \Omega$ .
3. Restado de la señal: para obtener una sola salida de voltaje del puente de Wheatstone se utilizó un amplificador (op07) en modo restador con ganancia unitaria (todas sus resistencias de  $100k \Omega$ )
4. Eliminación de offset: esta etapa está compuesta por dos resistencias en serie con valores de  $10k \Omega$  y  $680 \Omega$  respectivamente.
5. Amplificación de la señal: la cual está constituida por el amplificador de instrumentación AD620.
6. Filtrado de la señal: compuesta por un filtro pasivo que emplea únicamente un capacitor de  $10\mu F$  y una resistencia de  $18k \Omega$ .
7. Adicionalmente podemos identificar que hay un componente que no se incluye en las etapas anteriores, la cual es la bornera de dos entradas que se utiliza para la conexión con la placa microcontroladora, Arduino. Dicha placa lee los datos de cambios de temperatura para posteriormente, haciendo uso de un mapeo de máximos y mínimos, pueda calcular la frecuencia por minuto.

## **PROCESAMIENTO DE LA SEÑAL.**

Para la frecuencia respiratoria, nuestro método de obtención se basó en la identificación de los puntos de inflexión entre la etapa de inhalación y exhalación, podemos dividir nuestro programa en tres partes fundamentales: Detección de inicio respiratorio, medición de tiempo de exhalación y medición de tiempo de inhalación.

Detección de inicio respiratorio: Al iniciar nuestro monitoreo es imposible saber en que momento del ciclo respiratorio se encuentra el paciente, así también, resulta impráctico el pedirle que contenga la respiración hasta empezar el monitoreo, por lo que nuestro programa primero identifica el punto de inflexión entre la inhalación y la exhalación, o lo que es lo mismo, el punto en que el voltaje proveniente del circuito de frecuencia respiratoria deja de subir y comienza a bajar, a partir de ese momento se ejecuta la siguiente etapa.

Medición de tiempo de exhalación: Mide el tiempo que el voltaje proveniente del circuito de frecuencia respiratoria se mantiene bajando, o lo que es igual, el tiempo que nuestra respiración se encuentra calentando el termistor.

Medición de tiempo de inhalación: Mide el tiempo que el voltaje proveniente del circuito de frecuencia respiratoria se mantiene subiendo, o lo que es igual, el tiempo que nuestra respiración se encuentra enfriando el termistor.

Una vez obtenido el tiempo que tardamos en exhalar y en inhalar, tenemos en total el tiempo que toma un ciclo respiratorio, es decir el periodo.

Con un cálculo simple, convertimos ese periodo en frecuencia, y es así como solamente con una respiración obtenemos la frecuencia respiratoria.

Debido a la naturaleza de la medición del SPO<sub>2</sub>, que requiere un tiempo de muestreo para calcular el porcentaje de oxígeno en sangre y una gran capacidad de procesamiento por parte del sistema embebido, resulta poco viable realizar una toma de este dato de manera continua, aún más, sabiendo que para calificar como apnea se tiene que cumplir tanto una frecuencia respiratoria baja como un nivel oxígeno en sangre bajo.



Por lo mencionado anteriormente se optó por realizar la toma de SPO2 únicamente cuando se cumpliera la condición que la frecuencia respiratoria fuese menor a 10 respiraciones por minuto, posterior a eso se realiza una comparación de valores, y de cumplirse ambos parámetros bajo sus respectivos umbrales, se clasifica como apnea.

Al clasificarse como apnea la monitorización se detiene y se procede al encendido de alarmas audibles y visibles que solamente se detendrán al presionar un botón del prototipo.

Asegurando que el paciente recibirá la atención que necesita.

Al tener como intención no solamente monitorizar el paciente, sino también ofrecer la curva de frecuencia respiratoria en tiempo real, se utilizan dos Arduinos, uno encargado del cálculo de frecuencia respiratoria y SPO2, así también de su procesamiento y alarmas, el segundo Arduino es el encargado exclusivamente de graficar la señal proveniente del circuito de frecuencia respiratoria.

## **PRESENTACIÓN DE INFORMACIÓN.**

A fin de crear un dispositivo portátil y de visualización a distancia, utilizamos dos módulos Bluetooth HC-05, uno que envíe al teléfono la información de monitorización y otro que envíe la gráfica de frecuencia respiratoria al Software NI Labview.

Para la visualización de monitorización se es capaz de utilizar con cualquier monitor serial bluetooth compatible con Android, sin embargo, para la gráfica en Labview diseñamos nuestro propio VI de visualización, ver Figura 13

El VI ofrece además de la gráfica, información importante acerca del padecimiento de apnea.

Nuestro VI puede obtenerse a través del enlace del anexo 2.



Figura 13 VI Labview

El resultado de la visualización de la monitorización en Android puede observarse en la Figura 14.

```

16:38:22.843 Midiendo tiempo de exhalación
16:38:23.418 Midiendo tiempo de inhalación
16:38:25.438 Respiraciones por minuto: 23.00
16:38:26.414
16:38:26.921 Detectando pico mínimo de respiración, espere...
16:38:27.151 Pico mínimo detectado, comenzando medición
16:38:27.228 Midiendo tiempo de exhalación
16:38:27.539 Midiendo tiempo de inhalación
16:38:31.578 Respiraciones por minuto: 14.00
16:38:32.558
16:38:33.048 Detectando pico mínimo de respiración, espere...
16:38:33.254 Pico mínimo detectado, comenzando medición
16:38:33.336 Midiendo tiempo de exhalación
16:38:45.008 Midiendo tiempo de inhalación
16:38:50.615 Respiraciones por minuto: 3.00
16:38:51.566
16:38:51.601 Frecuencia respiratoria baja, se medirá SPO2
16:38:51.654
16:38:51.654 Midiendo SPO2, espere...
16:38:51.712
16:39:04.255 SPO2 = 99
16:39:05.205
16:39:05.205 Nivel de SPO2 normal
16:39:05.205 El paciente no presenta apnea
16:39:05.241
16:39:06.666 Detectando pico mínimo de respiración, espere...
16:39:08.071 Pico mínimo detectado, comenzando medición
16:39:08.131 Midiendo tiempo de exhalación
16:39:13.739 Midiendo tiempo de inhalación
16:39:23.125 Respiraciones por minuto: 4.00
16:39:24.123
16:39:24.144
16:39:24.144 Frecuencia respiratoria baja, se medirá SPO2
16:39:24.236
16:39:24.236 Midiendo SPO2, espere...
16:39:24.279

```

Figura 14. Datos en teléfono

## CONSTRUCCIÓN DE CHASIS.

Con vista en producción responsable y sostenible, se utilizó material rescatado de computadoras desechadas, del que se aprovechó metal, componentes electrónicos y cables para la fabricación de nuestro chasis, optamos por el uso de jacks de 3.5mm como borneras para facilitar las conexiones de mascarilla y oxímetro. El resultado puede observarse en la Figura 15.1.



Figura 15.1 Chasis

Para el módulo Sparkfun MAX30105 se diseñó e imprimió un dedal para facilitar su sujeción en el paciente, ver Figura 15.2.

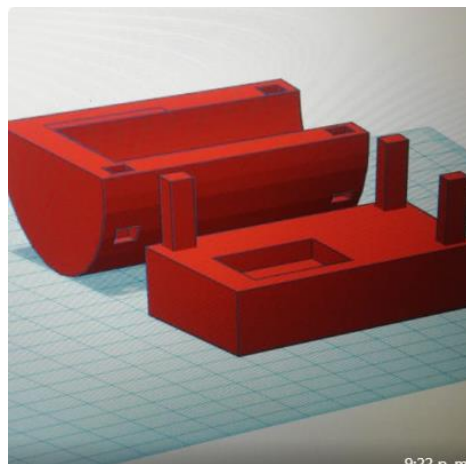


Figura 15.2 Dedal para MAX30105

## PRESUPUESTO EJECUTADO:

A continuación, se muestra la tabla con el presupuesto invertido realmente en la implementación del prototipo.

*Tabla 2. Presupuesto ejecutado*

Elemento	Cantidad	Precio unitario	Precio total
Ampilificador Operacional OP07	1	\$ 1.50	\$ 1.50
Amplificador de instrumentación AD620	1	\$ 10.00	\$ 10.00
Resistencia 10K 1/2 W	6	\$ 0.30	\$ 1.80
Termistor NTC 10K	3	\$ 0.50	\$ 1.50
Resistencia 100K 1/2 W	10	\$ 0.30	\$ 3.00
Cable UTP CAT5 (Yarda)	4	\$ 0.25	\$ 1.00
Módulo de oximetría Sparkfun MAX3105	1	\$ 13.50	\$ 13.50
Tarjeta Arduino Uno	1	\$ 17.50	\$ 17.50
Cables Arduino	3	\$ 2.50	\$ 7.50
Breadboard	1	\$ 7.50	\$ 7.50
Mascarilla para oxigeno	2	\$ 6.00	\$ 12.00
Impresión laser	2	\$ 0.50	\$ 0.50
Placa de cobre	1	\$ 3.50	\$ 3.50
Percloruro Férrico	2	\$ 3.50	\$ 7.00
Estaño	3 yardas	\$ 0.30	\$ 0.90
Capacitor 120uF	1	\$ 0.90	\$ 0.90
Resistencia 20K	1	\$ 0.30	\$ 0.30
Cable AC #18	1	\$ 2.75	\$ 2.75
Chasis	2	\$ 3.00	\$ 3.00
Borneras	12	\$ 0.75	\$ 9.00
Módulo Bluetooth AC05	1	\$ 10.95	\$ 10.95
		<b>TOTAL:</b>	<b>\$ 115.60</b>

Fácilmente se puede observar un incremento del costo proyectado, el cual inicialmente era de **\$89.87**, versus el ejecutado que actualmente es de **\$106.60**. Esto debido a alzas en los precios de algunos elementos y a errores cometidos durante la ejecución que tenían un impacto directamente económico puesto que se necesitó reponer el material.

## MANUAL DE USUARIO:

### 1. Seguridad.

#### 1.1 Instrucciones de seguridad

- Antes de encender el monitor de apnea o la fuente, verifique que no haya ningún elemento desconectado o en mal estado.
- El mantenimiento del dispositivo debe ser realizado únicamente por personal autorizado y especializado, el usuario no deberá realizar mantenimiento por sí mismo.

#### 1.2 Advertencias

- La luz infrarroja es perjudicial para la vista, por lo que el usuario y el personal de mantenimiento no deben mirar fijamente a la luz de la sonda SpO2 (el infrarrojo es invisible).
- Se prohíbe la reparación o la calibración del equipo durante el uso.

#### 1.3 Precauciones

- Mantenga un entorno de funcionamiento libre de polvo, vibraciones, sustancias inflamables o corrosivas.
- No operar los botones con herramientas afiladas.
- No sumerja este dispositivo en líquidos.

### 2. Apariencia externa y conexiones



Figura 19. Vista Frontal



Figura 20. Vista lateral izquierda

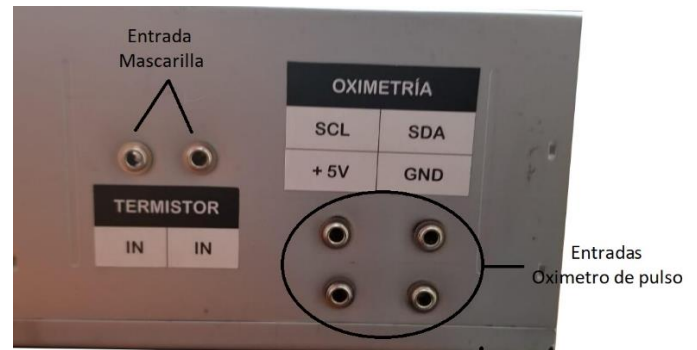


Figura 21 Vista lateral derecha

### 3. Alimentación del dispositivo.

Este dispositivo está diseñado para ser utilizado con cualquier fuente de alimentación externa bipolar  $\pm 9V$  de 0.5A, sin embargo, se recomienda el uso de la fuente externa incluida, la cual se conectará a las entradas que se observan en la Figura 20, las salidas de la fuente de alimentación se encuentran etiquetadas de la misma manera que en el monitor.

Posterior a la conexión se deberá encender la fuente de alimentación externa.

### 4. Configuración inalámbrica del dispositivo.

NOTA: Para este apartado no es necesario la conexión de la mascarilla y el oxímetro de pulso al monitor de apnea, sin embargo, se recomienda que el *selector de inicio*, ver Figura 19. Se encuentre en posición *STOP*.

#### 4.1 Configuración inalámbrica detector de Apnea.

Requerimientos: Dispositivo Android o equivalente.

NOTA: La vinculación del monitor de apnea podría variar dependiendo de la marca, modelo y versión de Android del dispositivo móvil.

El detector de apnea está diseñado para ser visualizado a través de cualquier monitor serial con soporte bluetooth, sin embargo, se recomienda el uso de la aplicación “Serial Bluetooth Terminal” que se puede adquirir de manera gratuita para dispositivos Android, a través del siguiente enlace:

- [https://play.google.com/store/apps/details?id=de.kai\\_morich.serial\\_bluetooth\\_terminal](https://play.google.com/store/apps/details?id=de.kai_morich.serial_bluetooth_terminal)

Una vez descargada la aplicación se deberá encender el monitor de apnea, para esto se coloca el *selector de encendido*, ver Figura 19. En posición *ON*.

La vinculación del monitor de apnea con el dispositivo Android se detalla a continuación,

1. Se deberá abrir la configuración bluetooth del teléfono.
2. Tap en buscar dispositivos disponibles.
3. Entre los dispositivos disponibles encontraremos dos dispositivos asociados al monitor de apnea los cuales son “APNEA” y “CURVA”, para el dispositivo móvil vincularemos el

dispositivo llamado “APNEA”, en caso de solicitar pin de vinculación, se tiene por defecto “1234”.

#### 4.2 Configuración inalámbrica curva de frecuencia respiratoria.

Requerimientos: Computadora con Bluetooth incorporado, Software Labview instalado.

NOTA: El proceso de vinculación podría variar dependiendo de la versión de Windows, este procedimiento está orientado a Windows10.

Para vincular el monitor de apnea se deberá seguir el proceso que se detalla a continuación:

1. Abrir a las configuraciones bluetooth de su computadora (Doble clic en el icono bluetooth ubicado en la barra de herramientas), de ser necesario active el Bluetooth con anterioridad.
2. Seleccionar “Agregar Bluetooth u otro dispositivo”
3. Dentro del menú “Agregar dispositivo” seleccionar la opción “Bluetooth”
4. Entre los dispositivos encontraremos dos dispositivos asociados al monitor de apnea los cuales son “APNEA” y “CURVA”, (En caso de haber realizado antes la configuración del apartado 3.1, es posible que solamente aparezca el dispositivo llamado “CURVA”)
5. Vincular el dispositivo llamado “CURVA”, en caso de solicitar pin de vinculación, se tiene por defecto “1234”.

A diferencia de la configuración en Android, para la computadora es necesario identificar el puerto COM asociado al monitor de apnea, para posteriormente conectarse a Labview, para esto se sigue el proceso que se detalla a continuación:

1. Abrir configuración Bluetooth de la computadora.
2. Clic en “Más opciones de Bluetooth”.
3. Clic en el submenú “Puertos COM” ubicado en la barra superior.
4. Encontrar el nombre “CURVA ‘Dev B’” cuya dirección esté catalogada como “Saliente”
5. Guardar (Papel físico, bloc de notas, etc) el puerto COM asociado a dispositivo identificado en el literal anterior. Ejemplo, ver Figura 22.

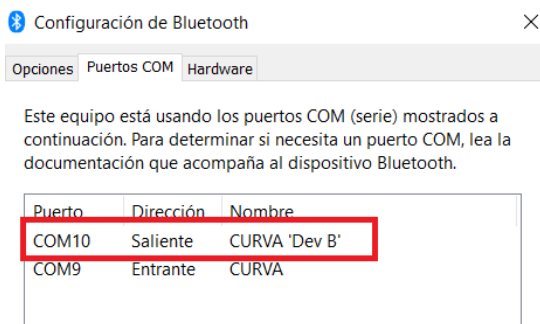


Figura 22. Identificación puerto COM

Es importante la identificación de este puerto ya que es a través del cual nos conectaremos con Labview.



**Una vez finalizada la configuración inalámbrica del monitor de apnea se deberá apagar el dispositivo antes de continuar con el manual.**

## **5. Uso del Monitor de apnea.**

**IMPORTANTE:** Antes de encender y utilizar el Monitor de apnea es necesario conectar la mascarilla y el oxímetro de pulso a sus entradas correspondientes, ver Figura 21, revisar cuidadosamente las conexiones antes de continuar, ya que una conexión errónea podría ocasionar fallos en el dispositivo.

**Selector inicio:** Selector cuya función es detener o ejecutar el monitoreo de apnea, en posición “*START*” el monitoreo se realiza con normalidad, calculando frecuencia respiratoria y de ser necesario calculando SPO2. En posición “*STOP*” el monitoreo se encuentra detenido, y solamente se mostrará el mensaje “*Coloque selector en posición START*”. Si el selector se coloca en posición “*STOP*” mientras se realiza una medición de frecuencia respiratoria o de SPO2, la medición se completará antes de detener el monitoreo.

**Botón OK:** En caso activación de la alarma del equipo debido a un estado de apnea por parte del paciente, se deberá mantener presionado el botón OK para desactivar la alarma y continuar con el monitoreo.

### **5.1. Monitor de Apnea en Android.**

Para la visualización del monitor de apnea en el Android, deberá seguir los siguientes pasos:

1. Antes de encender el dispositivo es necesario colocar correctamente el dedal del oxímetro de pulso, asegurándose que la yema del dedo cubra el sensor y se ejerza una presión constante.
2. Encender el Monitor de apnea, para esto se coloca el *selector de encendido*, ver Figura 19. En posición *ON*.
3. Abrir la aplicación “*Serial Bluetooth Terminal*”.
4. Desplegar menú de opciones, para esto se dará tap en el icono de las tres rayas ubicado en la esquina superior izquierda.
5. Seleccione “*Devices*”.
6. Tap sobre el dispositivo llamado “*APNEA*”.
7. La aplicación nos mostrará la información obtenida del Monitor de apnea.

### **5.2. Curva de frecuencia respiratoria en Labview.**

Para obtener la curva respiratoria en Labview es necesario descargar el VI llamado “*CURVA*” el cual podrá obtener a través del siguiente enlace:

- <https://mega.nz/#F!s5wQjQQa!3lkQoipSw3pslq938cXDTw>

Los pasos para inicializar la vista de la curva de frecuencia respiratoria se detallan a continuación:

1. Abrir VI *CURVA* descargado anteriormente, ver Figura 23.

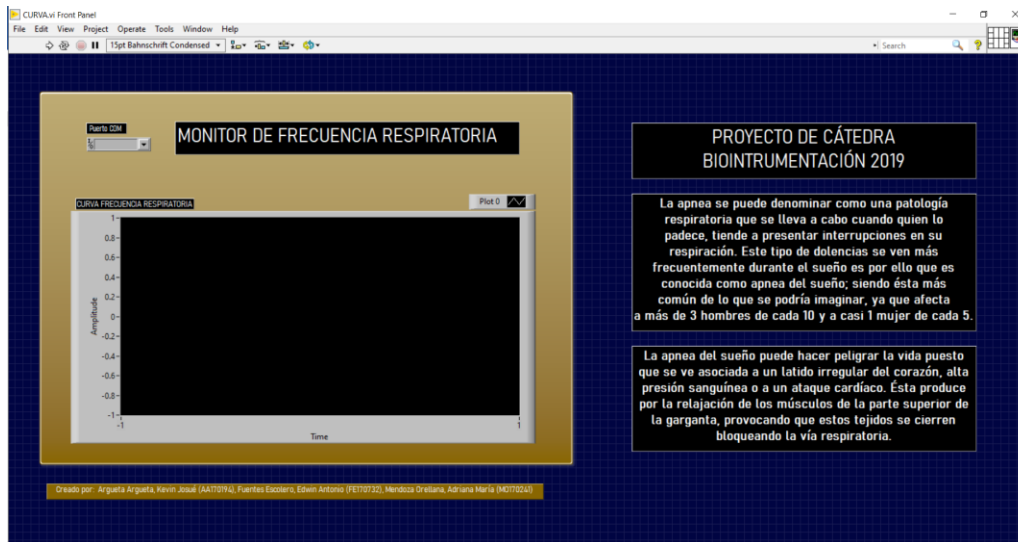


Figura 23. VI Curva

2. Desplegamos la lista de “Puerto COM” y seleccionamos el puerto COM identificado en el apartado “4.2 Configuración inalámbrica curva de frecuencia respiratoria”.
3. Clic en el menú “Operate” ubicado en la barra superior.
4. Clic en “Run”
5. El paso 3 y 4 pueden ser sustituidos por el atajo del teclado Ctrl+R, o seleccionando directamente el icono Run ubicado en los accesos directos.
6. Obtenemos la curva de frecuencia respiratoria. Ver Figura 24.



Figura 24. Obtención curva de frecuencia respiratoria

Para detener el programa se debe dar clic en el menú “Operate” ubicado en la barra superior, y posteriormente en “Stop”

## 6. Alarmas

El dispositivo viene configurado por defecto a encender alarma en cuanto se detecte una frecuencia respiratoria menor a 10 rpm y un nivel de oxígeno en sangre menor al 90%, en estado de alarma el equipo detiene en censado de frecuencia respiratoria y oxímetro de pulso, y despliega el mensaje: *“ALERTA, Nivel de SPO2 y frecuencia respiratoria baja. El paciente presenta apnea. Mantenga presionado el botón OK para continuar”* además de una alarma audible intermitente.

Para detener la alarma y continuar con el monitoreo se debe mantener presionado el botón OK hasta que la monitorización se reanude

## 7. Problemas y posibles soluciones

Problema: Aparece el mensaje: *“Conecte MAX30105 y reinicie.”*

Causa: Esto se debe a que el oxímetro de pulso no se encuentra conectado o sus conexiones son incorrectas.

Solución: Revise las conexiones y corrija, posteriormente reinicie el Monitor de apnea colocando el *selector de encendido* en posición *OFF* durante un segundo o más, y luego regresándolo a posición *ON*.

Problema: Dentro del menú *“Mas opciones de bluetooth”* y submenú *“Puertos COM”* no me aparecen los puertos COM asociados al dispositivo *“CURVA”*.

Causa: Error en vinculación u otro programa se encuentra utilizando el Puerto COM asignado.

Solución: Cierre todos los programas, desvincule el dispositivo *“CURVA”* y repita el apartado “4.2 Configuración inalámbrica curva de frecuencia respiratoria”.

Problema: El dispositivo permanece con el mensaje *“Midiendo SPO2, espere...”* y el sensor del oxímetro de pulso no presenta ninguna luz.

Causa: El dispositivo se encendió sin tener colocado el dedal.

Solución: Coloque el dedal correctamente como se indica en el apartado “5.1. Monitor de Apnea en Android” posteriormente reinicie el Monitor de apnea colocando el *selector de encendido* en posición *OFF* durante un segundo o más, y luego regresándolo a posición *ON*.

## **ANÁLISIS DE RESULTADOS**

La implementación del prototipo y las pruebas realizadas fueron exitosas y cumplen con las expectativas anteriormente manifestadas, ya que se pudo obtener tanto los valores de frecuencia respiratoria por minuto como el porcentaje de saturación parcial de oxígeno cuando la frecuencia es muy baja. Observando en el caso de la curva respiratoria una señal libre de ruido, aunque con un retardo debido a que no se muestra la gráfica en tiempo real.

Cabe mencionar que el hecho de haber implementado comunicación inalámbrica, por medio de Bluetooth, entre el dispositivo, el teléfono y la interfaz de usuario Labview mejora la estética y el manejo del equipo.

## **CONCLUSIONES**

Se concluye que el monitoreo de los parámetros respiratorios en un conjunto brinda un diagnóstico mucho más certero de la situación del paciente, ya que son complementarios entre sí. Y en tanto que lo que se busca es garantizar el cuidado de la salud del paciente siempre se deben tomar en cuenta todas aquellas medidas necesarias para brindar el mejor servicio.

Por ello, con la implementación de este prototipo completamente funcional, el usuario es capaz de realizar ambas mediciones y obtener resultados de fácil lectura, fieles y los parámetros medidos.

## **RECOMENDACIONES**

- LCD: Integración de pantalla LCD que permita visualizar la monitorización de apnea sin contar con un dispositivo móvil.
- Bateria: El monitor debería estar alimentado con 2 baterías de 9V, para alimentación positiva y negativa. Esta funcionalidad permite operar el monitor en lugares que no disponen de una conexión a la red eléctrica o en caso de corte del suministro eléctrico.

## REFERENCIAS

- [1] MedlinePlus. (2019). Disminución o detención de la respiración. 2019, de MedlinePlus Sitio web: <https://medlineplus.gov/spanish/ency/article/003069.htm>
- [2] MedlinePlus. (2019). Los adultos con apnea obstructiva del sueño. 2019, de MedlinePlus Sitio web: <https://medlineplus.gov/spanish/ency/article/000811.htm>
- [3] ResMed. (2000). ¿Qué es la apnea del sueño?. 2019, de ResMed Sitio web: <https://www.resmed.com/es-xl/consumer/diagnosis-and-treatment/sleep-apnea/what-is-sleep-apnea.html>
- [4] Sanitas. (2019). ¿Cómo se realiza la polisomnografía?. 2019, de Sanitas.es Sitio web: <https://www.sanitas.es/sanitas/seguros/es/particulares/biblioteca-de-salud/prevencion-salud/polisomnografia.html>
- [6] Quiminet. (2011). La síntesis de la hemoglobina. 2019, de Quiminet Sitio web: <https://www.quiminet.com/articulos/la-sintesis-de-la-hemoglobina-factor-clave-en-la-anemia-de-lechones-2560832.htm>
- [7] Víctor Ventura. (2015). Principio de funcionamiento del oxímetro. 2019, de Polaridad.es Sitio web: <https://polaridad.es/monitorizacion-sensor-pulso-oximetro-frecuencia-cardiaca/>
- [8] J. Cota, R. González. (2016). Detección de frecuencia respiratoria. 2019, de Scielo Sitio web: [http://www.scielo.org.mx/scielo.php?script=sci\\_arttext&pid=S0188-95322016000200091](http://www.scielo.org.mx/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0188-95322016000200091)
- [9] Texas Instruments. (2015). How to Design Peripheral Oxygen Saturation (SpO2) and Optical Heart Rate Monitoring (OHRM) Systems Using the AFE4403. 2019, de Texas Instruments Sitio web: <http://www.ti.com/lit/an/slaa655/slaa655.pdf>

## **BIBLIOGRAFÍA**

OXIMETRO. (2014). Oximetría de pulso y como funciona. 2019, de OXIMETRO Sitio web: <https://oximetro.com.mx/blog/noticias/oximetria-de-pulso-y-como-funciona/>

Fundamentos de Circuitos Eléctricos. / Charles K. Alexander y Matthew N.O. Sadiku Alexander, Charles K. MEXICO, MEXICO: McGraw-Hill 2013 Libro 621.313 A375 2013

## **ANEXOS**

Anexo 1. Enlace a código Arduino.

[https://mega.nz/#F!AlxFhIJK!J1W5\\_9ZXx41nMpzS8jBVsq](https://mega.nz/#F!AlxFhIJK!J1W5_9ZXx41nMpzS8jBVsq)

Anexo 2. Enlace a VI Labview

<https://mega.nz/#F!s5wQjQQa!3lkQojpSw3psIq938cXDTw>