

# **PROYECTO DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UNA PLATAFORMA DE TELEMEDICINA PARA EL MONITOREO DE BIOSEÑALES**



## **PRODUCTO P02 UNIDAD MODULAR DE FRECUENCIA RESPIRATORIA**

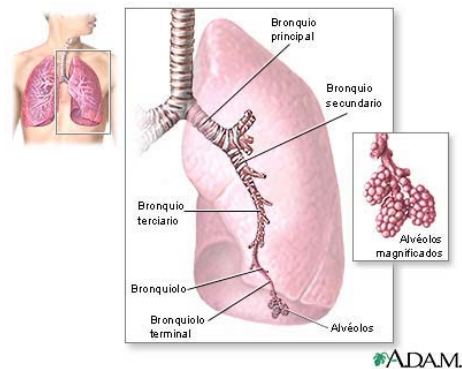
### **Actividades**

- A02 – 1: Diseño y estructuración de las diferentes etapas que componen el circuito de Frecuencia Respiratoria
- A02 – 2: Montaje de los circuitos electrónicos en protoboard para obtener la señal de frecuencia Respiratoria
- A02 – 3: Implementación y medidas de comprobación del circuito de Frecuencia Respiratoria.

## OBJETIVOS

- Obtener la señal de Frecuencia Respiratoria por el método de pletismografía por impedancia torácica.
- Desarrollar un programa en lenguaje assembler para obtener en forma numérica las respiraciones por minuto.
- Diseñar una etapa de aislamiento para garantizar la seguridad del paciente y la del equipo.
- Realizar una muy buena etapa de conversión para garantizar que la señal digitalizada es fiel a la tomada del paciente, para su posterior graficación.

## INTRODUCCIÓN



**Figura No. 1 Sistema Respiratorio**

La respiración es una necesidad vital, indispensable y sumamente importante que nos demuestra que la vida es una retroalimentación constante de mutuo acuerdo que no puede fallar. Cuando en el cuerpo algo falla, generalmente provoca que falle algo más.

El medio ambiente proporciona oxígeno por medio de la respiración. En este complejo proceso intervienen una gran cascada de procesos, todos con la finalidad de obtener oxígeno y desechar dióxido de carbono, proveyendo de esta manera las condiciones favorables para la vida de las células que forman los tejidos del cuerpo.

La respiración es un proceso involuntario y automático que se desarrolla en cada organismo vivo, es regulado por el auto reflejo pulmonar formado por quimiorreceptores y centros respiratorios bulbares.

Después del corazón, los pulmones (Figura No. 1) son los órganos que mantienen una mayor velocidad de trabajo. En los pulmones se realiza el intercambio gaseoso que permite obtener el oxígeno del aire y eliminar el dióxido de carbono que trae la sangre a los alvéolos pulmonares, producto residual de la combustión de la energía, en cada una de las células del cuerpo. Este proceso de intercambio gaseoso es permitido por la respiración, que es involuntaria casi siempre y controlado por los centros respiratorios del tallo cerebral. Ver los movimientos respiratorios en un ser viviente, permite siempre asegurar que está vivo.

El mecanismo de respiración consiste en la habilidad que tiene un individuo para llevar a sus pulmones aire de la atmósfera exterior (inhalación) y posteriormente exhalar el aire de los pulmones. Los factores que afectan a este mecanismo son principalmente las vías aéreas internas, como son: el diafragma y sus músculos asociados, la caja de costillas, la musculatura asociada y las características de los mismos

pulmones (Figura No. 2). La respiración es llevada a cabo por los músculos que literalmente cambian el volumen de la cavidad torácica y al hacerlo crea presiones negativas y positivas que mueven el aire dentro y fuera de los pulmones. Dos grupos de músculos son utilizados; aquellos que están dentro y cerca del diafragma que causan el movimiento hacia arriba y hacia abajo del diafragma, cambiando el tamaño de la cavidad torácica en la dirección vertical y aquellos que mueven la caja de costillas hacia arriba y hacia abajo para cambiar el diámetro lateral del tórax

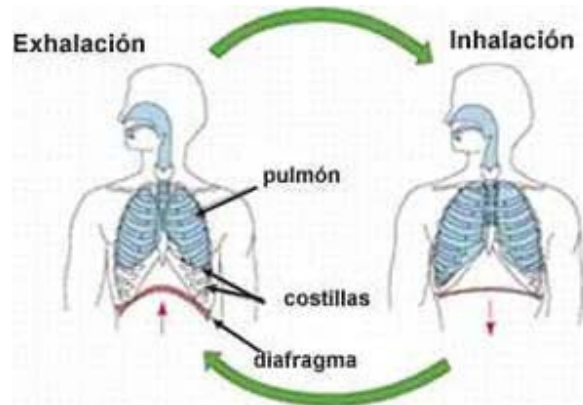


Figura No. 2 Exhalación e Inhalación

### Inhalación

El diafragma es músculo especial localizado en el fondo de la caja torácica, la cual al momento de que se contrae jala hacia abajo para alargar el tórax (Figura No. 3). Esta acción es la principal fuerza que abarca la inhalación. Al mismo tiempo que el diafragma se mueve hacia a bajo un grupo de músculos intercostales extremos levanta la caja de las costillas y el esternón. Debido a la forma de la caja de las costillas, esta acción de levantamiento también incrementa el diámetro efectivo de la cavidad torácica. El incremento en el volumen torácico crea una presión negativa (depresión) en el tórax. Ya que el tórax es una cámara cerrada y la única entrada hacia el exterior es desde el interior de los pulmones, la presión negativa es liberada por el aire que entra a los pulmones. Los pulmones por sí mismos son pasivos y se expanden solamente por la presión interna de aire en los pulmones, la cual es mayor que la presión en el tórax en el exterior de los pulmones.

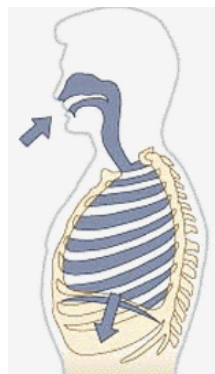
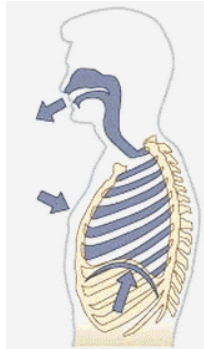


Figura No. 3 Inhalación

### Exhalación

La exhalación (Figura No. 4) normal es esencialmente pasiva; en el relajamiento de los músculos inhaladores, la elasticidad de los pulmones y la caja de costillas combinada con el tono del diafragma, reducen el volumen del tórax; desarrollando una presión positiva que saca el aire de los pulmones. En una exhalación forzada un grupo de músculos abdominales empujan el diafragma hacia arriba muy

poderosamente, mientras los músculos intercostales internos jalan la caja de costillas hacia abajo y aplican presión contra los pulmones para expulsar el aire hacia afuera.



**Figura No. 4 Exhalación**

### **Fases de la Respiración**

La respiración comprende cinco pasos, que deben estar coordinados para que exista una función pulmonar normal.

1. Ventilación (V): Es el transporte de aire desde la atmósfera al pulmón. La mecánica respiratoria asegura una ventilación alveolar fisiológica.
2. Perfusión (Q): Consiste en el flujo de sangre venosa a través de la circulación pulmonar hasta los capilares y el retorno de sangre oxigenada al corazón izquierdo.
3. Intercambio gaseoso: Es la transferencia de gases por difusión (D) en la membrana alveolocapilar con una buena relación V/Q.
4. Transporte de gases: Es el transporte de O<sub>2</sub> y CO<sub>2</sub> unidos a la hemoglobina y disuelto en el plasma hasta llegar a las células.
5. Regulación de la respiración: Son los mecanismos que ajustan la respiración para mantener la buena función de los gases sanguíneos adaptando la respiración para responder a la demanda periférica.

La frecuencia respiratoria es la cantidad de veces que una persona introduce oxígeno a su cuerpo mediante la inhalación y exhalación del aire durante un minuto. Se suele medir cuando la persona está en reposo, y consiste en contar el número de respiraciones durante un minuto contando las veces que se eleva su pecho. La frecuencia respiratoria puede aumentar con la fiebre, las enfermedades y otras condiciones médicas. Cuando se miden las respiraciones también es importante tener en cuenta si la persona tiene dificultad para respirar. Esta frecuencia varía según la edad y la actividad física que se realice.

La frecuencia respiratoria normal de un adulto que esté en reposo oscila entre 15 y 20 respiraciones por minuto. Cuando la frecuencia es mayor de 25 respiraciones por minuto o menor de 12 (en reposo) se podría considerar anormal.

### **El proceso de la Respiración**

El aire se inspira por la nariz y en ocasiones por la boca. La nariz lo filtra, humedece y calienta. Este aire tratado pasa luego a la faringe, se desvía por la laringe y entra en la tráquea. Desciende luego por los bronquios y se adentra en la profundidad de los pulmones. En el interior de los pulmones, los bronquios se dividen una y otra vez, como las ramas de un árbol, para formar unas divisiones ya muy pequeñas



conocidas como bronquiolos. En los extremos de los bronquiolos se arraciman numerosos sacos de aire llamados alvéolos. Los alvéolos pulmonares son globos diminutos que se hinchan a cada bocanada de aire. A través de su fina membrana, el oxígeno del aire pasa a los glóbulos rojos de la sangre, que lo intercambia con el dióxido de carbono, que luego será espirado al exterior.

### Factores que influyen

- El ejercicio por aumento del metabolismo.
- El estrés.
- El ambiente cuando hay aumento de la temperatura.
- Ascenso a grandes alturas, debido a la disminución de la presión parcial (tensión) de oxígeno en el aire ambiente.
- Medicamentos que disminuyan la frecuencia respiratoria.
- La edad.

### Valores normales de la Frecuencia Respiratoria

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

### Hallazgos Anormales

- Bradipnea: es la lentitud en el ritmo respiratorio con una frecuencia inferior a 12 respiraciones por minuto. Se encuentra en pacientes con alteración neurológica o electrolítica, infección respiratoria o pleuritis.
- Taquipnea: frecuencia respiratoria persistente superior a 20 respiraciones por minuto; es una respiración superficial y rápida. Se observa en pacientes con dolor por fractura costal o pleuritis.
- Hiperpnea o hiperventilación: respiración profunda y rápida de frecuencia mayor a 20 respiraciones/minuto. Es producida por ansiedad, ejercicio, alteraciones metabólicas o del sistema nervioso central.
- Apnea: es la ausencia de movimientos respiratorios.
- Disnea: sensación subjetiva del paciente de dificultad o esfuerzo para respirar. Puede ser inspiratoria o espiratoria. La disnea inspiratoria se presenta por obstrucción parcial de la vía aérea superior y se acompaña de tirajes. La disnea espiratoria se asocia con estrechez de la luz de los bronquiolos y la espiración es prolongada como en los pacientes con asma bronquial y enfisema pulmonar.
- Tirajes: indican obstrucción a la inspiración; los músculos accesorios de la inspiración traccionan hacia arriba y atrás, aumentando el diámetro de la cavidad torácica.
- Ortopnea: es la incapacidad de respirar cómodamente en posición de decúbito.
- Respiración de Kussmaul: respiración rápida (frecuencia mayor de 20 por minuto), profunda, suspirante y sin pausas. Se presenta en pacientes con insuficiencia renal y acidosis metabólica.

- Respiración de Cheyne-Stokes: hiperpnea que se combina con intervalos de apnea. En niños este patrón es normal. En adultos, se presenta en lesión bilateral de los hemisferios cerebrales, ganglios basales, bulbo, protuberancia y cerebelo.
- Respiración de Biot: se caracteriza por extremada irregularidad en la frecuencia, el ritmo y la profundidad de las respiraciones. Se presentan periodos de apnea. Se observa en meningitis y lesiones de protuberancia y bulbo.

## DIAGRAMA A BLOQUES PARA LA OBTENCIÓN DE LAS 12 SEÑALES ELECTROCARDIOGRÁFICAS

### ASPECTOS GENERALES

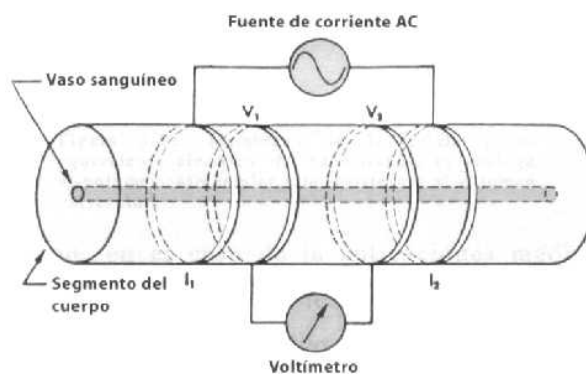
Para obtener la gráfica y el número de respiraciones por minuto se utiliza la medida de pletismografía por impedancia del paciente, haciendo recorrer a través del mismo una corriente constantes de aproximadamente  $400\mu\text{A}$ , inyectándose mediante dos electrodos de Ag/AgCl colocados en el pecho del paciente.

La pletismografía por impedancia es un método indirecto que se emplea para medir cambios de volumen en alguna porción del cuerpo, utilizando la impedancia eléctrica.

La primera medida de pletismografía por impedancia en especímenes biológicos fue acreditada a Cremer en 1907. Esta técnica no invasiva para la medición de volumen en seres humanos, utilizando electrodos sobre la piel, fue reportada por Mann en 1937. Sin embargo, el método clínico fue introducido por Nyboer en 1940. Nyboer reportó diversos experimentos soportados por la teoría del cambio de impedancia eléctrica, como el resultado de cambios en el volumen de sangre, junto con otros campos en paralelo creados por los tejidos. Basado en esto ultimo, convirtió los cambios de impedancia eléctrica en cambios de volumen sanguíneo, e incluso, hasta de flujo sanguíneo.

En la pletismografía por impedancia se colocan electrodos sobre la piel, en la región del cuerpo que se desea estudiar y una corriente alterna (AC) débil, de alta frecuencia se hace pasar por los electrodos. La corriente utilizada es lo suficientemente débil como para que sea imperceptible al sujeto, y la frecuencia lo suficientemente alta como para que sea incapaz de estimular los tejidos excitables como nervios, músculo o el corazón.

Existen varias configuraciones de electrodos los cuales pueden variar, tanto en su número como en sus características (en banda, puntuales, de placa, etc.) y tipo de material. La configuración más comúnmente utilizada es la tetrapolar que se basa en cuatro electrodos de banda alrededor de la porción del cuerpo que se quiere estudiar. (Figura No. 5)



**Figura No. 5 Arreglo de los electrodos en la configuración tetrapolar. I<sub>1</sub>, I<sub>2</sub>= electrodos para inyectar corriente. V<sub>1</sub>, V<sub>2</sub>= electrodos para registrar los cambios de corriente.**

La corriente se hace circular por los electrodos externos y los cambios de voltaje son registrados con los electrodos internos. En realidad, la impedancia eléctrica en el cuerpo es un vector, el cual está compuesto por términos resistivos, capacitivos e inductivos.

En los organismos biológicos la electricidad es transportada por el movimiento de iones en los fluidos intracelulares y extracelulares. Al hacer circular una corriente de baja frecuencia a través del tejido, la conducción ocurre estrictamente en el espacio extracelular. Por el contrario, cuando la corriente es de alta frecuencia, ésta pasa a través de las membranas, la cual actúa como un capacitor.

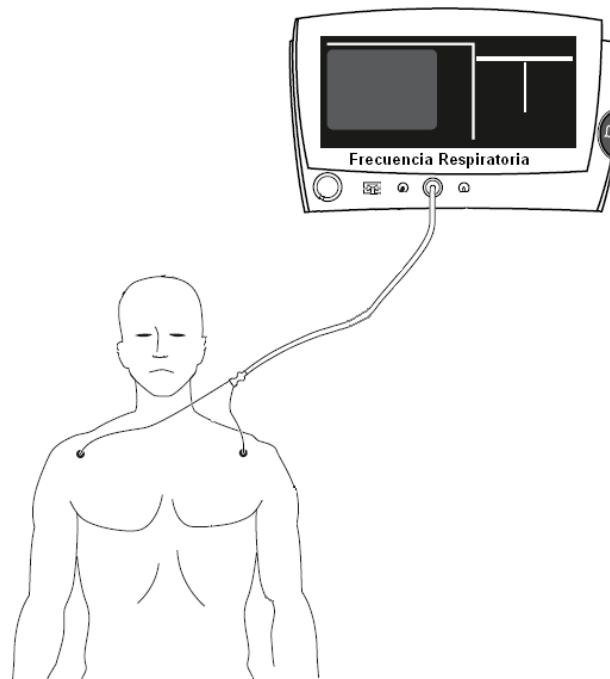
Sin embargo, en el caso de las aplicaciones médicas, donde el rango de frecuencia en que trabajan los instrumentos, el ángulo de fase entre los componentes reactivos y resistivos es tan pequeño que se pueden despreciar los efectos no resistivos y modelar el cuerpo como una impedancia resistiva, despreciando así los otros términos.

Como se describió anteriormente, en los organismos biológicos la electricidad es transportada por el movimiento de iones. Si suponemos que la concentración de iones en estos fluidos se mantiene constante, entonces la impedancia resistiva en un segmento del cuerpo es inversamente proporcional al total de fluido contenido en dicho segmento.

Por otra parte, la impedancia resistiva eléctrica es inversamente proporcional al área transversal y directamente proporcional a la longitud del conductor.

En los instrumentos médicos utilizados actualmente para medir impedancia eléctrica, se utilizan altas frecuencias (entre 22 y 250 KHz) con baja corriente, por el problema que crean las bajas frecuencias, debido a la resistencia de contacto y a la ausencia de uniformidad de distribución de la corriente.

En las Figuras No. 6 y 7 se representan tanto la forma de medición como las diferentes etapas que conforman el módulo de Frecuencia Respiratoria.



**Figura No. 6 Forma de Medición de la Frecuencia Respiratoria**



**Figura No. 7 Diagrama a bloques de la medición de la Frecuencia Respiratoria**

## OSCILADOR

Un oscilador electrónico es un circuito electrónico que produce una señal electrónica repetitiva, a menudo una onda senoidal o una onda cuadrada.

El oscilador es un circuito que es capaz de convertir la corriente continua en una corriente que varía de forma periódica en el tiempo (corriente periódica); estas oscilaciones pueden ser senoidales, cuadradas, triangulares, etc., dependiendo de la forma que tenga la onda producida.

Un oscilador electrónico es fundamentalmente un amplificador cuya señal de entrada se toma de su propia salida a través de un circuito de realimentación. Se puede considerar que está compuesto por:

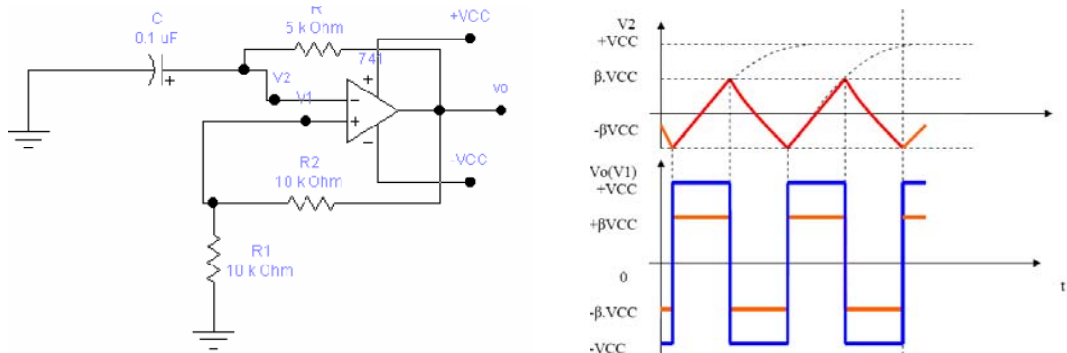
- Un circuito cuyo desfase depende de la frecuencia. Por ejemplo:
  - Oscilante eléctrico (LC) o electromecánico (cuarzo).
  - Retardador de fase RC o puente de Wien.
- Un elemento amplificador
- Un circuito de realimentación.

En el sistema de pletismografía se escogió para inyectar, una onda cuadrada de 100KHz con una corriente constante de 1mA. La corriente es imperceptible al paciente y la frecuencia lo suficientemente alta como para que no estimulara los músculos y el corazón, y para minimizar la impedancia de entrada debido a la interfase electrodo-tejido.



El oscilador es un circuito realimentado positivamente, significando ello que parte de la señal de salida se introduce nuevamente en la entrada con defasaje cero. Esta realimentación se lleva a cabo a través de un acoplamiento entre la salida y la entrada en forma externa o por un mecanismo de realimentación en el propio transistor o elemento activo, como puede ser el efecto de multiplicación por avalancha. Cualquiera sea el proceso, la característica fundamental es la realimentación positiva.

Para generar la señal de 100KHz se utilizó un oscilador con una retroalimentación positiva para tener una señal constante y no distorsionada (Figura No. 8).



**Figura No. 8 Circuito astable con amplificador operacional**

El circuito de la Figura No. 8 es un oscilador de relajación hecho con un amplificador operacional con realimentación positiva. La tensión en la entrada no inversora del amplificador operacional es el resultado de acoplar la tensión de salida a través de un divisor de resistencias compuesto de R1 y R2. La tensión en la entrada inversora se desarrolla como parte de una combinación RC. Si la entrada diferencial es positiva, la salida del amplificador operacional se satura cerca del valor positivo de la fuente de alimentación. Por el contrario, si la entrada diferencial es negativa, la salida se satura cerca del valor negativo de la fuente de alimentación.

Cuando la salida se halla en un valor positivo, el capacitor se carga hacia este valor en forma exponencial con una constante de tiempo RC. En algún punto, este crecimiento en la tensión de la entrada inversora hace que el amplificador operacional cambie al otro estado, donde la tensión de salida es negativa. Entonces el capacitor empieza a descargarse hacia este valor negativo hasta que la entrada diferencial se vuelve negativa.

$$f = \frac{1}{T} = \frac{0.455}{RC} \text{ Hz}$$

La frecuencia de oscilación es:

## AISLAMIENTO ÓPTICO

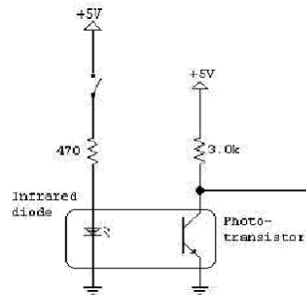
En este módulo, se necesita aislar al paciente del oscilador de onda cuadrada generado a 100KHz.

Es común encontrar elementos que pueden dañar los sistemas de medición y perjudicar las mediciones como voltajes, señales transitorias, voltajes de modo común y referencias a tierra fluctuantes. Para solucionar o prevenir estos problemas, se cuenta con aislamiento eléctrico. El aislamiento separa eléctricamente las señales del sensor, que pueden estar expuestas a voltajes peligrosos, del plano del sistema de medición. De esta forma, el aislamiento protege contra todas las situaciones mencionadas: protege al equipo de medición, paciente, y los datos contra "picos" de voltaje; mejora la inmunidad al ruido; remueve los diferentes lazos de tierra; y rechaza mejor el voltaje de modo común.

El aislamiento requiere que las señales sean transmitidas a través de la barrera de aislamiento sin tener ningún contacto eléctrico directo. Para implementar esta transmisión, existen tres componentes

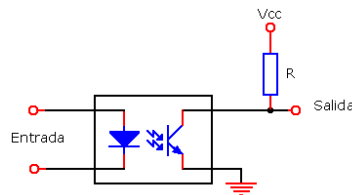
comúnmente utilizados: diodos emisores de luz, o LEDs, condensadores, e inductores. Los principios de operación de cada uno de estos componentes son la base para las tres tecnologías principales de aislamiento: óptico, capacitivo, y acoplamiento inductivo.

El método que se implementó es el aislamiento óptico (Figura No. 9): Utiliza un LED junto con un foto-detector para transmitir las señales a través de la barrera de aislamiento utilizando luz. El foto-detector recibe la luz transmitida por el LED y la convierte a la señal original. Un beneficio de esta tecnología es su inmunidad al ruido eléctrico y magnético.



**Figura No. 9 Aislamiento Óptico**

Para este aislamiento se utilizó un optoacoplador. Es un dispositivo que se compone de un diodo LED y un fototransistor, de manera de que cuando el diodo LED emite luz, ilumine el fototransistor y conduzca. Estos dos elementos están acoplados de la forma más eficiente posible (Figura No. 10).

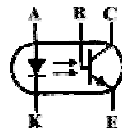


**Figura No. 10 Circuito Típico de Optocoplador**

La corriente de salida  $I_C$  (corriente de colector del fototransistor) es proporcional a la corriente de entrada  $I_F$  (corriente en el diodo LED).

### Principio de Funcionamiento

La señal de entrada es aplicada al fotoemisor y la salida es tomada del fotoreceptor. Los optoacopladores son capaces de convertir una señal eléctrica en una señal luminosa modulada y volver a convertirla en una señal eléctrica. La gran ventaja de un optoacoplador reside en el aislamiento eléctrico que puede establecerse entre los circuitos de entrada y salida (Figura No. 11).



**Figura No. 11 Optoacoplador**

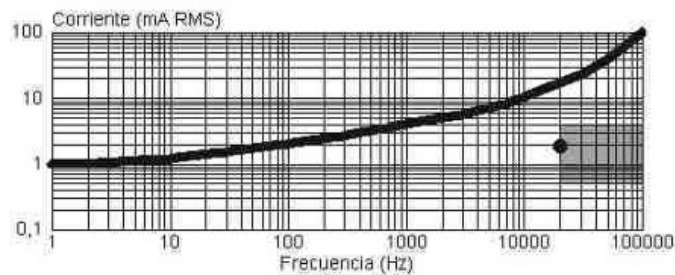
Los fotoemisores que se emplean en los optoacopladores de potencia son diodos que emiten rayos infrarrojos (IRED) y los fotoreceptores pueden ser tiristores o transistores.

Cuando aparece una tensión sobre los terminales del diodo IRED, este emite un haz de rayos infrarrojo que transmite a través de una pequeña guía-ondas de plástico o cristal hacia el fotoreceptor. La energía

luminosa que incide sobre el fotorreceptor hace que este genere una tensión eléctrica a su salida. Este responde a las señales de entrada, que podrían ser pulsos de tensión.

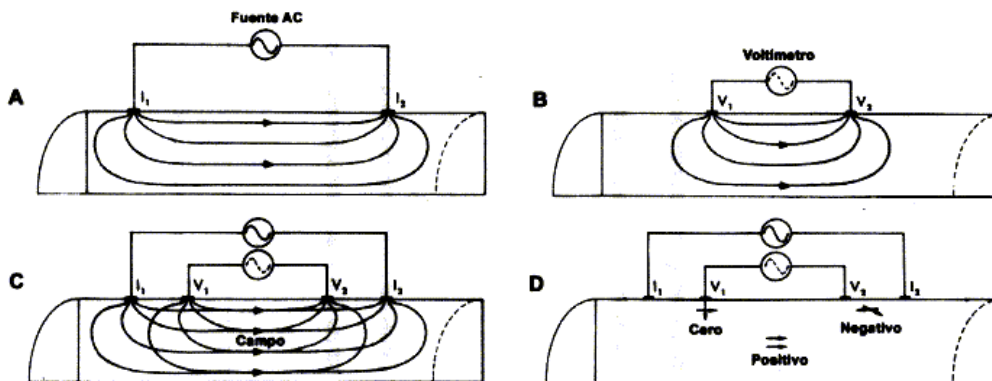
## FUENTE DE CORRIENTE

Se aplica al paciente una señal de corriente alterna en el rango de 20kHz a 100kHz, utilizando corrientes desde 0.5 a 4mA RMS. Estos niveles de corriente son necesarios para obtener una buena relación señal/ruido cuando se miden los pequeños cambios de impedancia torácica, que varían entre el 0.1% y 1% de la impedancia total. El rango de frecuencias indicado disminuye sustancialmente el efecto de la impedancia de contacto entre la piel y los electrodos, no induce la generación de potenciales de acción en las fibras musculares y mantiene la amplitud de la corriente seleccionada por debajo del umbral de sensibilidad eléctrica (mínima corriente que un individuo es capaz de detectar), tal como se muestra en la Figura No. 12.



**Figura No. 12** Curva característica media de la corriente mínima perceptible. La zona sombreada corresponde al rango de trabajo de la mayoría de los sistemas medidores de impedancia bioeléctrica. El punto ubicado en (20kHz, 2mA RMS) corresponde al punto de trabajo del módulo desarrollado

Un gradiente de voltaje es producido por la corriente que pasa entre los electrodos de corriente; el otro gradiente de voltaje se produce por la corriente que pasa entre los otros dos electrodos utilizados para la medición, es decir, los electrodos internos (Figura No. 13).



**Figura No. 13** A) Campo producido por la fuente de corriente. B) Campo producido por los electrodos de lectura. C) Superposición de los dos campos. D) Suma de los dos campos en diferentes regiones del espacio

## PACIENTE

Con la finalidad de que la aplicación sea lo más rápida y cómoda posible se utilizaron electrodos denominados Electodos Ag/AgCl. Este tipo de electrodo esta formado por una base de papel adhesivo sobre el cual se encuentra fijo un botón de plata recubierto por una fina película de cloruro de plata depositada electrolíticamente (Ag/AgCl), donde se conecta el cable hacia el equipo de medida. Sobre el botón, una porción de gelatina conductora permite un contacto continuo entre la piel y el electrodo. De esta forma aunque el paciente se mueva, la gelatina siempre se adapta a la superficie de la piel

impidiendo la pérdida de contacto. Finalmente, cubriendo todo el electrodo, un papel protector despegable, el cual se retira fácilmente al utilizarlo (Figura No. 12).

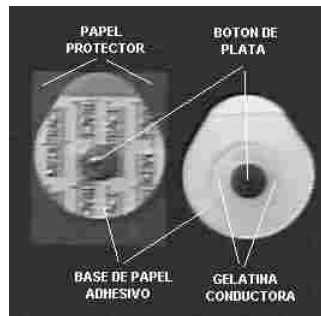


Figura No. 14 Electrodo utilizado

La ubicación de los dos electrodos utilizados fue a ambos lados del pecho, a nivel de RA (Mano Derecha) y LA (Mano Izquierda), correspondiente a la Derivación DI (Figura No. 13).

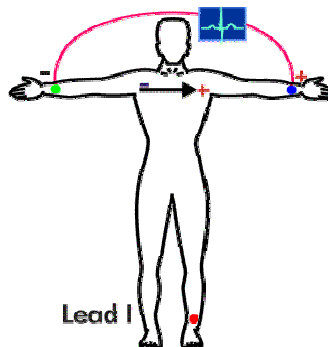


Figura No. 15 Derivación DI

## PROTECCIÓN DE PACIENTE

Cualquier tipo de aparato médico debe cumplir con una premisa fundamental, no se debe dañar eléctricamente al paciente aún cuando el aparato se averíe. Los aparatos de electrodiagnóstico y algunos de electroterapia pueden emitir pulsos de hasta 200mA en un periodo muy corto de tiempo, estos pulsos podrían producir una fibrilación ventricular por lo que debe evitarse cualquier riesgo que pueda poner en peligro tanto al paciente como al operador.

La primera derivación de ECG incluye una resistencia de  $1K\Omega$  para limitación de corriente.

De igual manera se garantiza la protección de la electrónica del equipo ante altos voltajes que pudieran aparecer a la entrada del electrocardiógrafo tales como impulsos de marcapasos, descargas del desfibrilador u otros artefactos similares.

Las protecciones anteriormente mencionadas se logran con un arreglo de diodos a la entrada de cada electrodo conectado al paciente, como se muestra en la Figura No. 16.

Durante el monitoreo del paciente, es posible que surja la necesidad de efectuar reanimación, para ello se emplea un desfibrilador. Dado que este dispositivo entrega energía al corazón con el fin de restablecer el ritmo eléctrico que ocasiona la acción mecánica del músculo cardíaco, esta energía entregada al paciente puede provocar la destrucción del monitor, y es por ello que mediante el uso de diodos de alto

performance, se evita que los altos niveles de tensión presentes sobre la piel del paciente dañen el dispositivo.

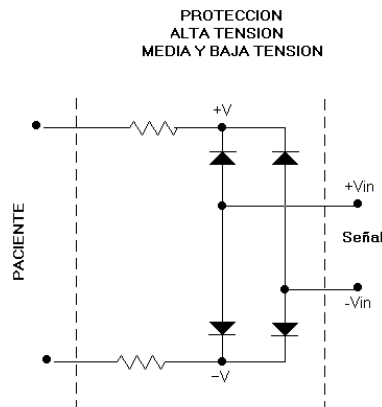


Figura No. 16 Protección de Alta, Media y Baja tensión

## PRE-AMPLIFICADOR

La fuente de corriente generada por el oscilador e inyectada al paciente por los electrodos RA y LA, es medida y amplificada por un amplificador de instrumentación, convirtiendo esta pequeña señal diferencial en una señal mayor, para su posterior tratamiento.

El amplificador de instrumentación, debe ofrecer una elevada Relación de Rechazo de Modo Común (RRMC). Además, la configuración otorga una elevada impedancia de entrada y ganancia variable, estas características permiten obtener una señal con mayor amplitud y bajo nivel de ruido.

El amplificador de instrumentación se configura a partir de la interconexión de amplificadores operaciones. Se aplica en instrumentación médica. La Figura No. 17 muestra su configuración. La ganancia del conjunto esta definida por:

$$G = 1 + \frac{50 \text{ K}\Omega}{R_G}$$

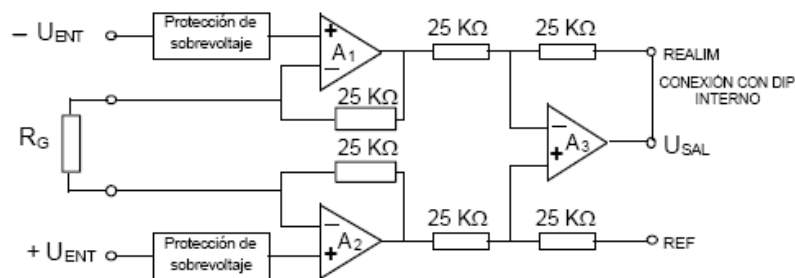


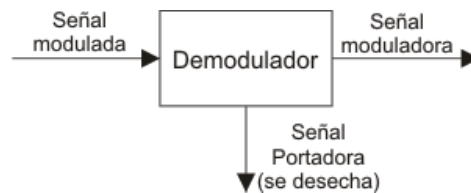
Figura No. 17 Amplificador de Instrumentación

## DEMODULACION

La técnica de modulación de amplitud es una herramienta de procesamiento habitual en la recolección de señales de origen biológico. Estas últimas se caracterizan por tener baja amplitud ( $\mu\text{V}$  ó  $\text{mV}$ ) y un contenido de frecuencias de las señales biológicas relativamente bajo (típicamente 100Hz). La modulación permite por un lado, procesar esas señales con suficiente amplitud al agregarles una portadora y por otro, trasladar el contenido armónico de las mismas hacia la frecuencia de portadora para su procesamiento posterior

La señal de respiración se encuentra enmascarada en la señal generada por el oscilador de 100KHz inyectada al paciente a través de los electrodos de RA y LA, por este motivo se requiere una etapa de demodulación, para eliminar el oscilador y obtener la señal de respiración.

El término demodulación engloba el conjunto de técnicas utilizadas para recuperar la información transportada por una onda portadora, que en el extremo transmisor había sido modulada con dicha información (Figura No. 18).

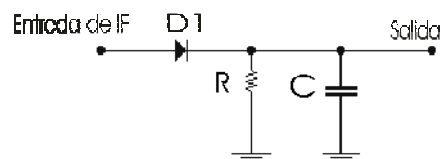


**Figura No. 18 Demodulador**

Un atributo importante de la demodulación de datos es que se enfoca en las vibraciones de alta frecuencia. Usando un filtro "pasa altas", los datos de bajas frecuencias se filtran y el colector de datos es capaz de "acercarse" a los bajos niveles de las vibraciones de alta frecuencia.

Otra característica de la demodulación, o de las vibraciones de alta frecuencia en general, es que son muy fáciles de atenuar y no viajan muy "lejos" a través de la estructura de la máquina (término "efecto del disco").

Para lograr esto se utilizó un detector de picos. La Figura No. 19 muestra un diagrama esquemático para la demodulación:



**Figura No. 19 Detector de Picos**

Debido a que el diodo es un dispositivo no lineal, ocurre una mezcla no lineal en D1 cuando dos o más señales se aplican a su entrada. Por lo tanto, la salida contiene las frecuencias de entrada originales, sus armónicas, y sus productos cruzados.

La salida de un demodulador se sintoniza a las frecuencias de diferencia (convertidor de baja frecuencia). El circuito demodulador mostrado en la Figura 19 se le llama comúnmente detector de diodos puesto que el dispositivo no lineal es un diodo, o un detector de picos, porque detecta los picos de la envolvente de entrada, o un detector de envolvente o de figura porque detecta la figura de la envolvente de entrada. Esencialmente, la señal de la portadora captura el diodo y lo obliga a activarse y desactivarse (rectificar) sincrónicamente (tanto frecuencia como fase). Así las frecuencias laterales se mezclan con la portadora, y se recuperan las señales de banda base original (Figura No. 20). La red RC que sigue al diodo en un detector de picos es un filtro de pasa - bajas. La pendiente de la envolvente depende tanto de la frecuencia de la señal modulante como del coeficiente de modulación ( $m$ ). Por lo tanto, la pendiente máxima ocurre cuando la envolvente está cruzando su eje cero en la dirección negativa. La frecuencia de la señal modulante más alta que puede demodularse por un detector de picos sin atenuarse se da como:

$$f_m = \frac{1}{2\pi RC} \sqrt{\frac{1}{m^2} - 1}$$



Figura No. 20 Señal Demodulada

## FILTRADO

Los filtros activos son sistemas que contienen amplificadores y que permiten diseñar una gran cantidad de funciones de transferencia diferentes. Estos sistemas producen ganancia y, además, suelen consistir sólo en resistores y capacitores junto con algún tipo de circuito integrado. Los amplificadores operacionales cuando se combinan con resistores y capacitores pueden simular el comportamiento de los filtros pasivos constituidos por inductancias y capacitancias.

Se utiliza un filtrado pasa banda Butterworth de 60dB/década, con una frecuencia de corte inferior de 0.05Hz y una superior de 75Hz.

El filtro Pasa Banda tiene la siguiente curva de respuesta de frecuencia (Figura No. 21). Dejará pasar todas las tensiones de la señal de entrada que tengan frecuencias entre la frecuencia de corte inferior  $f_1$  y la de corte superior  $f_2$ . Las tensiones fuera de este rango de frecuencias serán atenuadas y serán menores al 70.7 % de la tensión de entrada. La frecuencia central de este tipo de filtro se obtiene con la siguiente fórmula

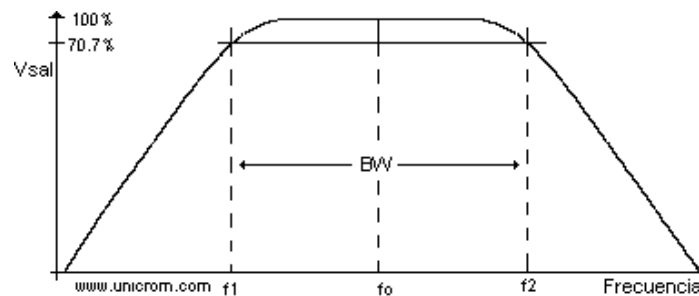


Figura No. 21 Curva de respuesta de un filtro pasa banda

El filtro de Butterworth es uno de los filtros electrónicos más básicos, diseñado para producir la respuesta más plana que sea posible hasta la frecuencia de corte. En otras palabras, la salida se mantiene constante casi hasta la frecuencia de corte, luego disminuye a razón de 20n dB por década (ó ~6n dB por octava), donde n es el número de polos del filtro.

## AMPLIFICACIÓN

La señal es nuevamente amplificada, utilizando un amplificador de Instrumentación.

El amplificador de instrumentación brinda una impedancia de entrada infinita produciéndose el efecto del acople de impedancias y por otro lado tiene un amplificador diferencial el cual amplifica la diferencia de la señal proveniente de los electrodos. El amplificador de instrumentación se compone de tres amplificadores operacionales y tiene la siguiente estructura (Figura No. 22):

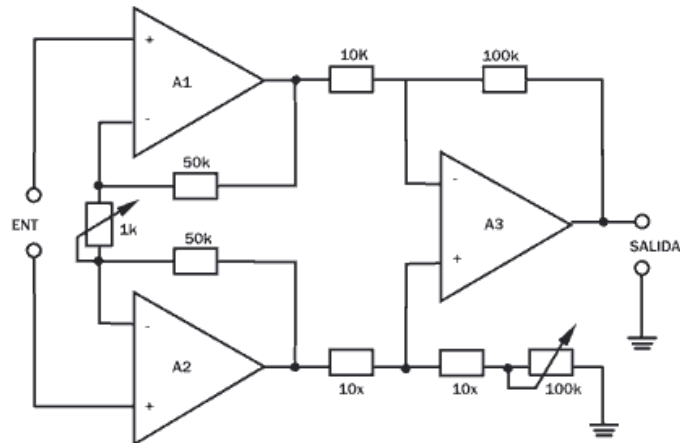


Figura No. 22 Amplificador de Instrumentación

Además de sólo requerir una resistencia externa para ajustar su ganancia. Debido a que puede detectar corrientes de aproximadamente un nanoampere (nA), satisface las especificaciones para poder ser implementado en el módulo de Frecuencia Respiratoria.

## AISLAMIENTO

Se trata de un impedimento a las señales eléctricas, de tipo intensidad, para pasar de la parte izquierda del circuito a la derecha. Permite la existencia de una tensión elevada VISO entre ambos lados de la barrera sin que se dañe el circuito. La separación eléctrica, por tanto, debe ser lo más perfecta posible, lo cual lleva a la utilización de fuentes de alimentación y tomas de tierras totalmente.

Con los amplificadores de aislamiento se pretende obtener un aislamiento eléctrico entre la entrada y la salida del circuito. El símbolo que lo representa indica claramente el significado físico de esa función (Figura No. 17)

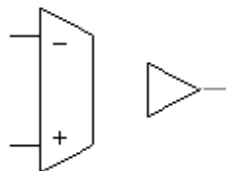


Figura No. 23 Amplificador de Aislamiento

El uso principal de estos dispositivos se debe a aquellos casos en los que resulte interesante, por el motivo que sea, conseguir un CMRR muy alto, del orden de los 160 dB. También son de utilidad cuando se presentan tensiones en modo común muy altas, ya que en esos casos el CMRR también debe ser muy alto para compensar la influencia de VCM. Además, y debido a su aislamiento eléctrico, es utilizado en aquellos dispositivos en los que se pretende una separación eléctrica efectiva entre la parte izquierda y derecha del dispositivo, como puede ocurrir en equipos de electromedicina, en donde por un lado nos podemos encontrar tensiones altas y por el otro los dispositivos que se conectan al paciente.

## CONVERSIÓN ANÁLOGA - DIGITAL

Para poder transmitir estas señales analógicas para su posterior graficación, es necesario traducirlas al lenguaje con el que opera el mismo. Los computadores utilizan un código digital, donde toda la actividad e información guardada en ellos se mantiene en un código binario. Al mismo tiempo, un computador puede adquirir y/o generar señales analógicas. Para poder realizar estas tareas, necesita la asistencia de



un conversor análogo-digital. Este instrumento es capaz de transformar magnitudes eléctricas que varían en forma continua, a valores digitales que varían en forma discontinua (discreta).

Las cinco características más importantes de un conversor análogo digital son: el número de canales digitales, el número de canales de conversión analógica a digital, el número de canales de conversión digital a analógica, la velocidad máxima de conversión dada por su reloj y finalmente, su resolución. En su forma más simple, un conversor análogo digital sólo es una interfase que posee una cantidad de canales de conversión lógica, es decir sólo tiene entradas y salidas de carácter binario. Estas entradas normalmente pueden tomar valores de 0 ó +5V. Todos estos CAD tienen también al menos un reloj para sus operaciones de conversión, y un monto de memoria propia (Figura No. 24).

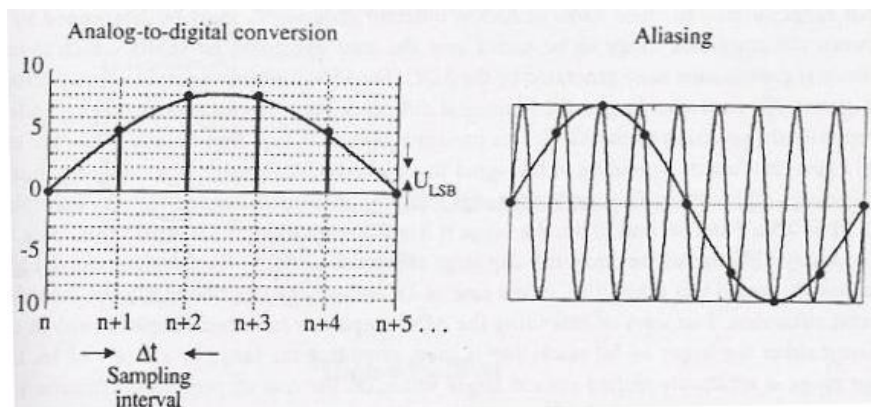


Figura No. 24 Conversión Análoga Digital

Para el módulo de Frecuencia Respiratoria el rango de conversión ocurre con entradas de + 5 Volts, con una resolución de 12 bits. Esto quiere decir que los valores de la entrada analógica de + 5 Volts se convierten en 4.096 posibles valores discretos, o en otras palabras una resolución de 2,44 milivolts.

## MICROCONTROLADOR

En la actualidad se dispone en el mercado de microcontroladores (Figura No. 25) los cuales son circuitos integrados programables capaces de ejecutar órdenes o secuencias que estén grabadas en su memoria. Su pequeño tamaño, bajo ruido, bajo costo, gran capacidad de ejecución de tareas y fácil programación los convierten en una útil alternativa para desarrollos instrumentales.

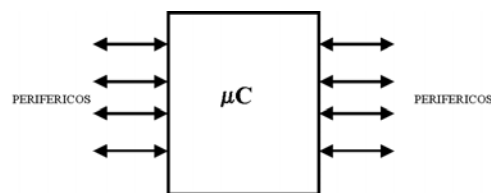
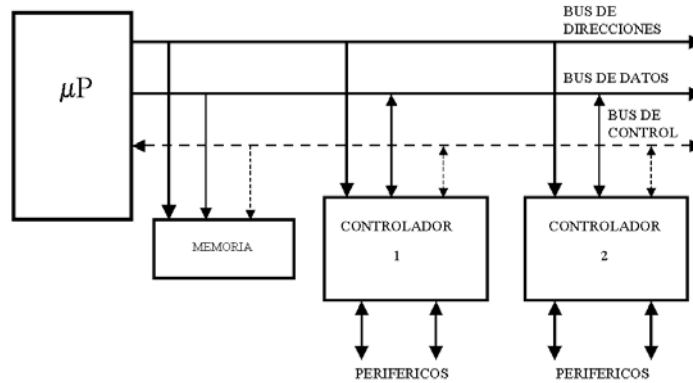


Figura No. 25 Microcontrolador

En este módulo se implementó un microcontrolador PIC16F87X que utiliza las líneas de transmisión (Protocolo I<sup>2</sup>C, Figura No. 26), quien controla la conversión analógica – digital, realización del cálculo de las respiraciones por minuto para su posterior envío a la tarjeta maestra; esta programación se desarrolló en lenguaje assembler con el programa MPLAB.



**Figura No. 26 Comunicación I²C**

Entre sus principales características están:

- Set de instrucciones reducido (RISC). Sólo 35 instrucciones para aprender.
- Las instrucciones se ejecutan en un sólo ciclo de máquina excepto los saltos que requieren 2 ciclos.
- Opera con una frecuencia de clock reloj de hasta 20 MHz (ciclo de máquina de 200 ns)
- Memoria de programa: 4096 posiciones de 14 bits.
- Memoria de datos: Memoria RAM de 192 bytes (8 bits por registro).
- Memoria EEPROM: 128 bytes (8 bits por registro).
- Stack de 8 niveles.
- 22 Terminales de I/O que soportan corrientes de hasta 25 mA.
- 5 Entradas analógicas de 10 bits de resolución.
- 3 Timers.
- Módulos de comunicación serie, comparadores, PWM.

Características especiales:

- La memoria de programa se puede reescribir hasta 1000 veces.
- La memoria EEPROM se puede reescribir hasta 1000000 de veces.
- Los datos almacenados en la memoria EEPROM se retienen por 40 años y no se borran al quitar la alimentación al circuito.
- 13 fuentes de interrupción:
  - Señal externa (RB0).
  - Desborde de TMR0
  - Cambio en el estado de los terminales RB4, RB5, RB6 o RB7.
  - Ciclo de escritura en la memoria EEPROM completado.
  - Ciclo de conversión A/D finalizado
  - Entre Otras

## FOTOS DEL CIRCUITO DE FRECUENCIA RESPIRATORIA

A continuación se relacionan imágenes fotografiadas de los elementos e instrumentos utilizados para la realización del módulo de Frecuencia Respiratoria.

La Figura No. 27 se encuentran los dispositivos necesarios para obtener la señal de Frecuencia Respiratoria: Sensores de Ag/AgCl, Cable para Electrocardiografía, Osciloscopio Digital Tektronix de 60MHz para registrar la señal y el circuito en protoboard.

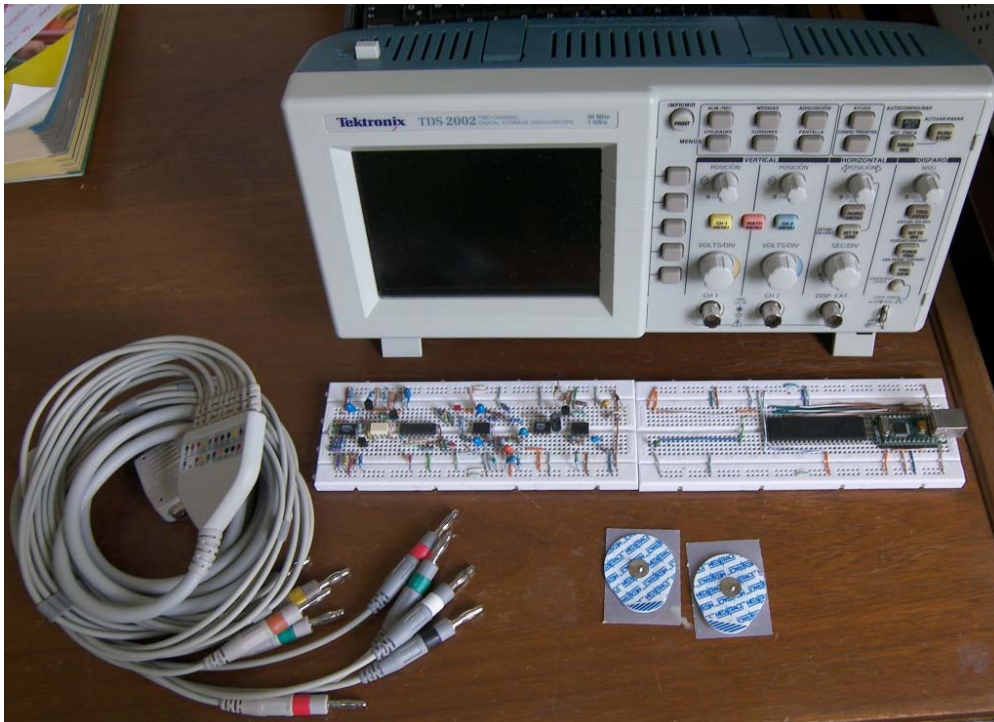


Figura No. 27 Elementos utilizados para desarrollar el circuito de Frecuencia Respiratoria

En la Figura No. 28 se observa la señal obtenida de la Respiración con el registro de una Señal Electrocardiográfica.

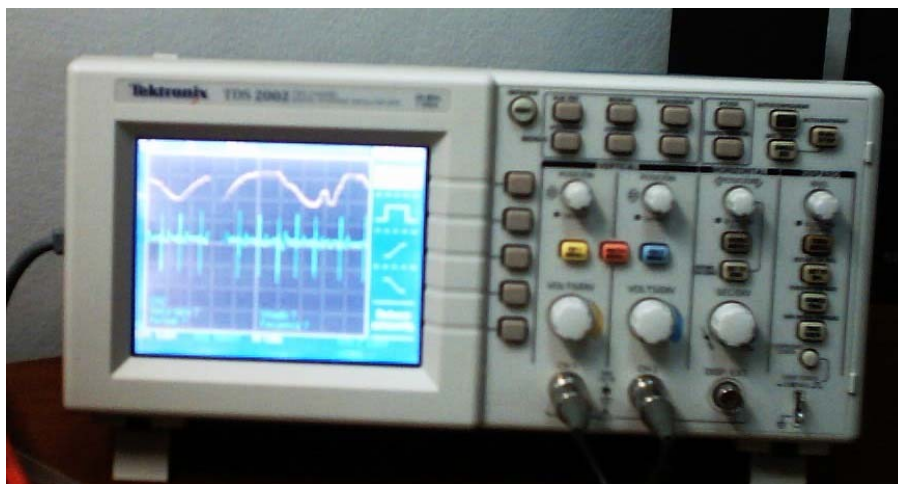
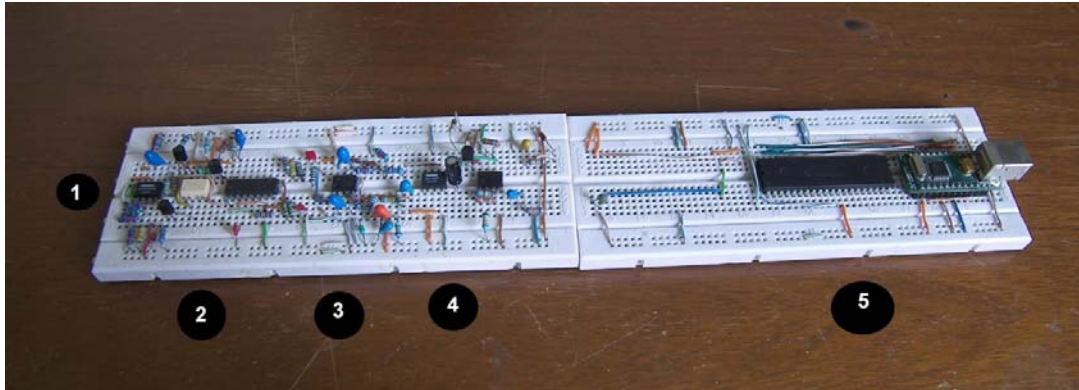


Figura No. 28 Registro de la Señal de Respiración

La Figura No. 29 se encuentra en protoboard implementado el circuito de Frecuencia Respiratoria, que corresponde a:



**Figura No. 29 Circuito de Frecuencia Respiratoria**

1. Oscilador: Su función generar la señal cuadrada.
2. Aislamiento Óptico y Fuente de Corriente: Aísla la señal proveniente del oscilador y genera la corriente AC que va hacer enviada al paciente.
3. Protección de Paciente y Pre-Amplificación: Recibe la señal proveniente del paciente y la amplifica.
4. Demodulación, Filtrado y Amplificación: Se demodula la señal, se filtra en su rango de espectro y nuevamente es amplificada
5. Conversión Análoga – Digital y Microcontrolador.

## CONCLUSIONES

- Se diseño un circuito electrónico que adquiere la señal enviada por el sensor (electrodos Ag/AgCl) correspondiente a la primera Derivación Electrocardiográfica, la adecúa, amplifica, filtra y la convierte en formato digital para el envío de datos al Computador para su posterior graficación.
- Elaboración de un programa de comunicación en lenguaje assembler que tiene como función el procesamiento de la señal de la respiración para determinar el número de respiraciones por minuto.
- Se desarrollaron tres etapas de aislamiento para seguridad tanto para el paciente como el equipo, las cuales comprende, aislamiento para el oscilador de 100KHz, aislamiento contra desfibrilación y aislamiento electrónico en caso de cualquier fuga del circuito al paciente.