

**PROYECTO
DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN MONITOR DE SIGNOS VITALES
BASADO EN UN COMPUTADOR PORTÁTIL**

**PRODUCTO INTERMEDIO P07
MÓDULO DE FRECUENCIA RESPIRATORIA**

ACTIVIDADES:

A07-1: Diagrama a bloques del módulo de Frecuencia Respiratoria.

A07-2: Diseño y Montaje en protoboard de la bioinstrumentación del módulo.

A07-3: Pruebas y ajustes en protoboard de la bioinstrumentación del módulo.

A07-4: Pruebas del módulo de Frecuencia Respiratoria con pacientes.

A07-5: Acompañamiento en el desarrollo del módulo.



Proyecto de Investigación y Desarrollo Diseño y Construcción de un Monitor de Signos Vitales basado en un Computador Portátil



Alexis Meneses Arévalo
alexismeneses@dalcame.com

Daissy Carola Toloza Cano
daissytoloza@dalcame.com

INFORME MODULO DE FRECUENCIA RESPIRATORIA

INTRODUCCIÓN

La respiración es el medio por el cual un organismo cambia gases con la atmósfera. La respiración externa es el intercambio de oxígeno y anhídrido carbónico entre los alvéolos de los pulmones y la sangre, en tanto que la respiración interna es el intercambio de estos gases entre la sangre y las células del cuerpo. Hay dos tipos de movimientos respiratorios: torácico (costal) ocurre por la acción de los músculos costales y el abdominal (diafragmático) se hace a costa de los músculos abdominales, la respiración de la mujer es de hecho torácica y la del hombre abdominal.

Los movimientos respiratorios son regulados por el centro respiratorio situado en el bulbo raquídeo. Este centro es sensible a varios factores, como la concentración del anhídrido carbónico en la sangre y la expansión de los pulmones. Los movimientos respiratorios regulados de esta manera son automáticos, sin embargo el número y la profundidad de las respiraciones están hasta cierto punto, bajo el poder de la voluntad. Una persona puede inspirar de manera profunda o tener una respiración ligera y superficial, rápida lenta, dentro de las limitaciones impuestas por las necesidades de oxígeno del organismo.

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 traquea. 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.

Cantidad de aire respirado

En estado de reposo, el aire que entra y sale en cada movimiento respiratorio de un hombre adulto tiene un volumen de 500 ml. Una vez que ese aire ha sido expulsado, puede obligarse a salir otro litro y medio de aire mediante una expulsión forzada y aún queda aproximadamente otro litro que no puede salir ni con esfuerzo.

Queda claro que durante una respiración normal queda en los pulmones una reserva de 2,5 litros que se mezclan con los 500 ml que penetran en la inspiración. Después de la inspiración de 500 ml, es posible, respirando profundamente, hacer penetrar tres litros más, y durante el ejercicio se puede aumentar el aire inspirado, de 500 ml a 5.000 ml en cada ciclo respiratorio.

Regulación de la respiración

Como las necesidades de oxígeno por el organismo son distintas en el reposo o en la actividad, la frecuencia y profundidad de los movimientos deben alternarse para ajustarse en forma automática a las condiciones variables. Es el centro respiratorio, ubicado en el bulbo raquídeo y la protuberancia, el que coordina los movimientos armónicos de músculos (separados) para llevar a cabo el proceso de la respiración.

Valores normales



Proyecto Diseño y Construcción de un Monitor de Signos Vitales
basado en un Computador Portátil
Producto P07: Módulo de Frecuencia Respiratoria





Proyecto de Investigación y Desarrollo Diseño y Construcción de un Monitor de Signos Vitales basado en un Computador Portátil



Alexis Meneses Arévalo
alexismeneses@dalcame.com

Daissy Carola Toloza Cano
daissytoloza@dalcame.com

Teniendo en cuenta que el ritmo respiratorio se ve afectado por la actividad física, el sexo, la edad o la presencia de hemorragias en una persona, las cifras normales de este son:

- Niños: 25 a 40 respiraciones por minuto
- Adultos: 16 a 20 respiraciones por minuto
- Ancianos: 12 a 16 respiraciones por minuto

El registro de un valor superior o inferior a estos parámetros, se traduce en síntoma de alguna afección que deberá detectarse.

DIAGRAMA A BLOQUES DEL MÓDULO DE FRECUENCIA RESPIRATORIA

Para obtener el número de respiraciones por minuto se utiliza la medida de pletismografía por impedancia del paciente, haciendo recorrer a través del mismo una corriente constante de aproximadamente 400 μA inyectándose mediante dos electrodos plata-cloruro de plata colocados en el pecho del paciente.

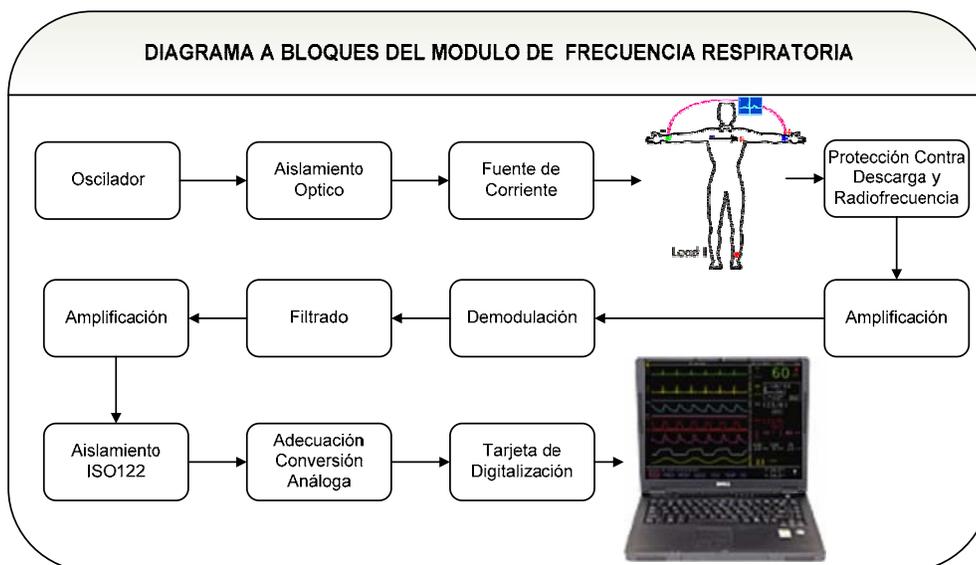
La pletismografía por impedancia es un método indirecto que se emplea para medir cambios de volumen en alguna porción del cuerpo, utilizando la impedancia eléctrica.

La primera medida de pletismografía por impedancia en especímenes biológicos fue acreditada a Cremer en 19071. Esta técnica no invasiva para la medición de volumen en seres humanos, utilizando electrodos sobre la piel, fue reportada por Mann en 19376. Sin embargo, el método clínico fue introducido por Nyboer en 19408. 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 último, convirtió los cambios de impedancia eléctrica en cambios de volumen sanguíneo, e incluso, hasta de flujo sanguíneo.

En la pletismografía por impedancia (PI_m) 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.

En la respiración hay cambios de volumen y de flujo de aire almacenado en el tórax, produciendo cambios en la impedancia. La impedancia respiratoria mide un cambio de resistencia a través del pecho del paciente durante la respiración. Los electrodos RA y LA (I Derivada) son usados para adquirir la señal respiratoria. Una fuente de corriente es conducida a través del paciente, y el voltaje desarrollado a través del paciente es medido. El cambio en la resistencia causada por la respiración es pequeño, en el orden de 1 Ohm. Este pequeño cambio debe ser medido sobre una impedancia grande de la línea de fondo, típicamente 100 para 1000 Ohmios.



OSCILADOR

Los osciladores constan de un amplificador y de algún tipo de retroalimentación: la señal de salida se reconduce a la entrada del amplificador. La señal debe ser repetitiva, generalmente de una frecuencia fija y una forma de onda particular. La forma de onda de salida puede ser senoidal, pulso, cuadrada, diente de sierra, triangular o varias otras formas.

Los requerimientos básicos para cualquier oscilador es estimular una señal amplificada para que produzca oscilaciones autosostenidas. Algunos parámetros significativos que pueden especificarse para el diseño de un oscilador son: frecuencia, voltaje de salida, potencia de salida, desviación de frecuencia con cambio de carga, temperatura y voltaje de fuente de alimentación.

En un oscilador, en general, se pueden distinguir tres elementos:

- Una estructura resonante cuya frecuencia de resonancia es próxima a la frecuencia de funcionamiento del oscilador, y que estaría caracterizada por la frecuencia de resonancia f_r y por el factor de calidad Q .
- Un elemento de "resistencia negativa", o elemento activo que compensa las pérdidas en los circuitos pasivos, permitiendo que se mantenga la oscilación.
- Una red de acoplamiento para optimizar el oscilador de acuerdo con las especificaciones requeridas. Esta red (no siempre presente) suele estar constituida por una etapa amplificadora a la salida del oscilador cuyo papel es aumentar la potencia de salida y adaptar impedancias, reduciendo el problema de la deriva de frecuencia debida a la carga.

Para generar la señal de 100KHz se utilizó un oscilador de puente de Wien con una retroalimentación adaptativa negada para tener una señal constante y no distorsionada, como se observa en la siguiente figura:

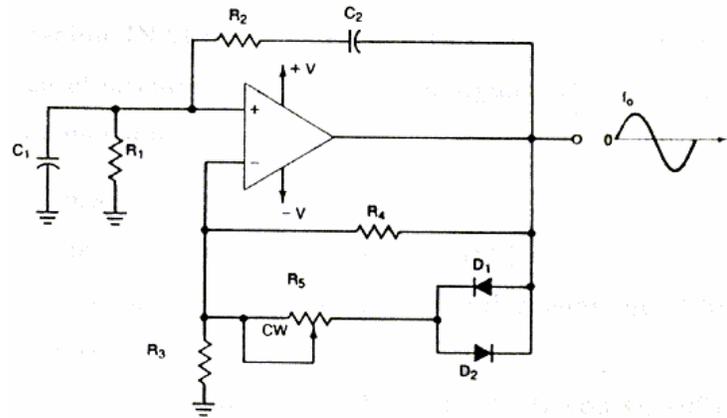


Diagrama de un oscilador de puente de Wien con retroalimentación adaptativa negativa

La frecuencia de oscilación está dada por:

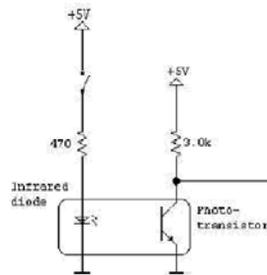
$$f = \frac{1}{2\pi RC}$$

AISLAMIENTO ÓPTICO

El aislamiento consiste en una separación física y eléctrica de dos partes de un dispositivo de medición. En este módulo, se necesita aislar al paciente del oscilador generado a 100KHz. Para este aislamiento se utilizó de tipo óptico.

El aislamiento óptico es común en sistemas de aislamiento digital, mediante el uso de optoacopladores, siendo posible conseguir aislamiento galvánico del orden de 3-5KV. El medio para transmitir la señal es la luz y la barrera de aislamiento física es típicamente una capa de aire. La intensidad de luz es proporcional a la señal medida. La señal luminosa es transmitida a través de la barrera de aislamiento y detectada por un elemento fotoconductor en el lado opuesto a la barrera de aislamiento.

Es típico el uso de opto acopladores, opto aisladores en tarjetas de adquisición de datos, a la salida de convertidores A/D con salidas serie o paralelo dependiendo de la velocidad requerida, acople entre circuitería y puertos del PC.

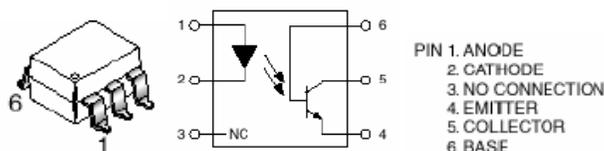


Aislamiento Óptico

Un optoacoplador combina dos dispositivos semiconductores: fotoemisor y fotoreceptor existiendo entre ambos un camino por donde se transmite la luz. Estos elementos se integran dentro de un encapsulado que por lo general es del tipo DIP para dar cabida a dichos elementos.

Funcionamiento del Optoacoplador

- Los optoacopladores son capaces de modular una señal luminosa partiendo de una señal eléctrica para luego convertirla otra vez en señal eléctrica. De esta forma, establecen un aislamiento galvánico entre los circuitos de entrada y salida.
- La señal de entrada es aplicada al fotoemisor (LED) y la salida se toma del fotoreceptor (fotodiodo, fototransistor).
- En el optoacoplador de la imagen, la unión base-colector se comporta como un fotodiodo.
- Los fotoemisores que se emplean en los optoacopladores de potencia son diodos que emiten rayos infrarrojos (llamados IRED: Infrared Emitting Diode) y los fotoreceptores pueden ser tiristores o transistores.



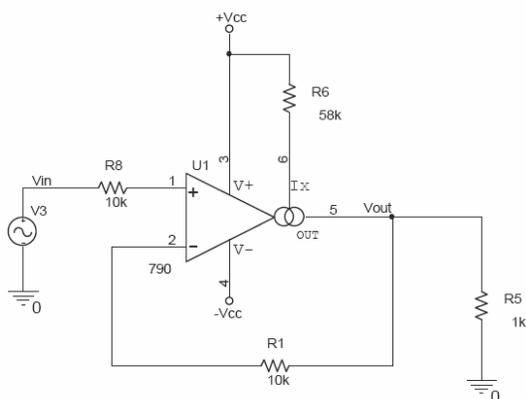
Esquema de un Optoacoplador

Cuando se aplica una tensión sobre los terminales del diodo IRED, éste emite un haz de rayos infrarrojos que se transmite a través de una pequeña guía-ondas de plástico o cristal hacia el fotoreceptor. La energía luminosa que incide sobre el fotoreceptor hace que este genere una tensión eléctrica a su salida.

FUENTE DE CORRIENTE

La corriente aplicada es del tipo alterna, débil y de alta frecuencia para evitar la estimulación de tejidos eléctricamente excitables como músculo y nervio. 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.

Para inyectar la corriente se utiliza un amplificador operacional de transconductancia que asegura una inyección de corriente constante de $40\mu\text{A}$. Y convierte la señal generada del oscilador de 100KHz en una señal AC positiva y negativa de 50Khz, como se muestra en el siguiente circuito:

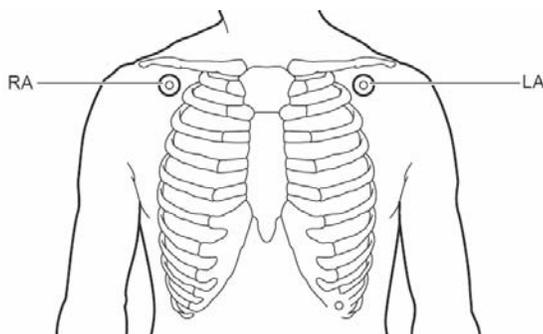


Fuente de corriente

Los amplificadores operacionales de transconductancia son amplificadores operacionales cuya salida, es una fuente de corriente de alta impedancia, controlada mediante tensión diferencial de entrada. Estos circuitos integrados disponen de una entrada de corriente (Amplifier bias input) que controla la ganancia de corriente. Colocando una resistencia a la salida, se puede hacer la conversión de corriente a tensión, transformando el dispositivo en un amplificador controlado por tensión a través de la referida entrada (amplifier bias input).

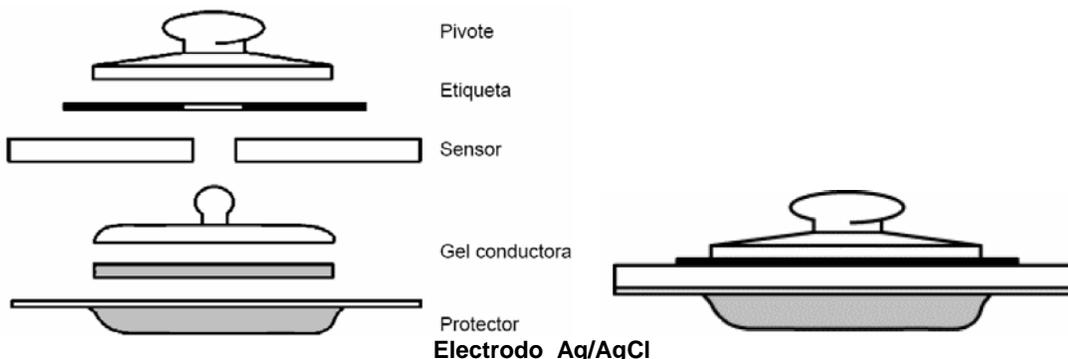
PACIENTE

La fuente de corriente atraviesa la cavidad torácica del paciente por medio de los electrodos situados en el pecho correspondientes a mano derecha e izquierda, como se observa en la siguiente figura:



Electrodos para determinar la Frecuencia Respiratoria

Para esta medición se utilizan electrodos Ag-AgCl, que son discos de plata con un electrolito (gel o pasta conductora). La interfase electrodo-electrolito consta de una impedancia y una tensión continuas. Para los electrodos de superficie la impedancia oscila entre decenas de kiloohmios. Se realiza una amplificación diferencial y un filtrado de paso alto para eliminar la componente de potencial de contacto de los electrodos y la componente continua. Las interferencias externas, procedentes de la red eléctrica, se conducen por el cuerpo humano provocando un acoplamiento capacitivo entre éste y la red. De la misma forma existe un acoplamiento de 60 Hz entre la red y los cables hacia tierra. La misión de los electrodos consiste en recoger la señal de la superficie cutánea.

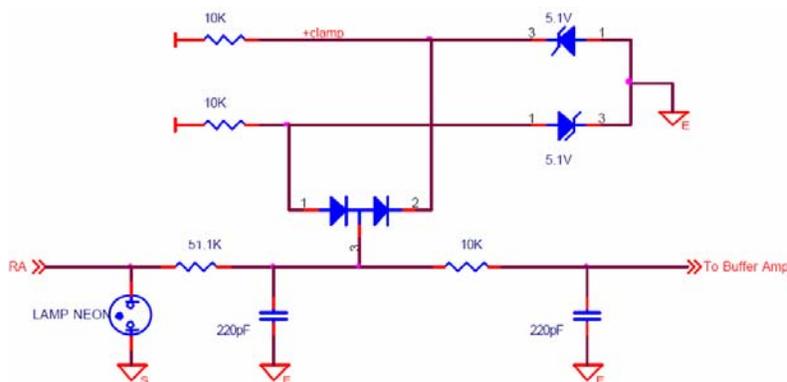


Especificaciones técnicas:

- Impedancia de corriente alterna por debajo de 2 kΩ.
- Voltaje de desplazamiento de corriente directa menor de 100 mV.
- Recuperación de Sobrecarga de desfibrilación menor de 100 mV, con una proporción de cambio de potencial residual de polarización menor de 1mV/s.
- Prejuicio la Tolerancia Actual inferior de 100 mV.
- Inestabilidad combinada de desplazamiento y Ruido Interno no mayor de 150 mV.

PROTECCIÓN CONTRA DESFIBRILACIÓN Y RADIOFRECUENCIA

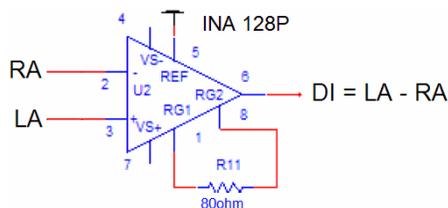
La Primera Derivación del ECG incluyen una resistencia de 1K para limitación de corriente. Las lámparas de neón actúan como un circuito de retención de voltaje, limitándolo alrededor de los 100V. Las lámparas de neón son escogidas por su baja capacitancia y alta impedancia a la corriente directa. Las resistencias en serie con los diodos forman un circuito de retención para una segunda protección de entrada para los amplificadores. Dos filtros pasivos RC se usan para reducir la susceptibilidad a la Radiofrecuencia.



Protección Contra Descarga Y Radiofrecuencia

AMPLIFICACIÓN

La Fuente de corriente alterna conducida a través el paciente desarrolla un voltaje a través de los electrodos RA y LA. Esta señal está medida y amplificada con el Amplificador de Instrumentación formado por INA128.

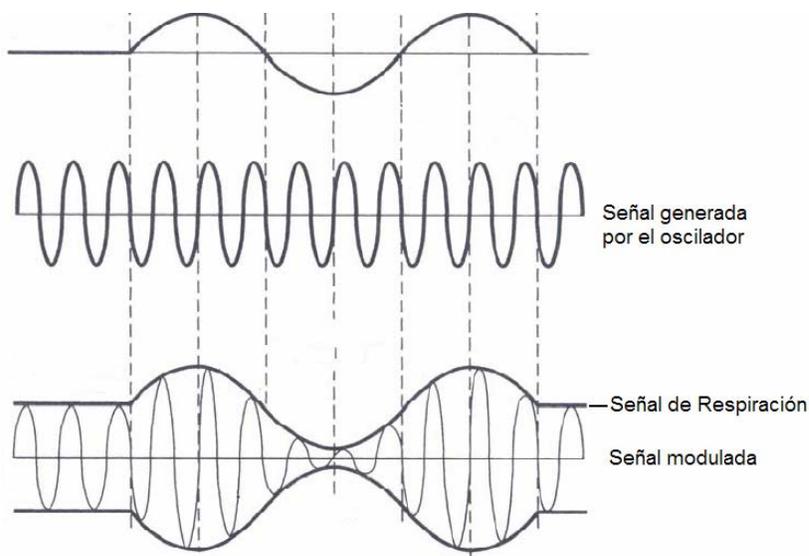


Amplificador de Instrumentación

Este amplificador convierte esta señal pequeña diferencial a través del paciente en una señal mayor, con una ganancia de 500.

DEMODULACIÓN

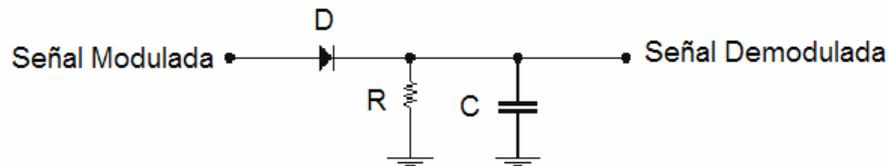
La demodulación de Amplitud es el proceso inverso a la modulación de Amplitud. La modulación en Amplitud es el proceso de cambiar la amplitud de una señal de frecuencia relativamente alta (como lo es la señal generada en la etapa de oscilador de 100KHz) en proporción con el valor instantáneo de la señal modulante (señal de frecuencia respiratoria), como se observa en el siguiente gráfico.



Señal de Respiración Modulada

La señal de Frecuencia Respiratoria rebordea la señal generada por el oscilador de 100KHz, como se puede observar en el gráfico anterior. El paso a seguir es demodular esa señal para eliminar el oscilador de 100KHz y obtener la señal de Frecuencia Respiratoria.

El proceso de demodulación consiste en recuperar la señal de información (Respiración) contenida en la envolvente de la señal portadora (Oscilador de 100KHz). Para lograrlo se utiliza un detecto de picos cuya función es demodular la señal de AM, recuperar y reproducir la información de la fuente original (en este caso sería la Frecuencia Respiratoria). El detector de Picos se muestra en la siguiente Figura, es un demodulador de AM sencillo que se llama comúnmente detector de picos.

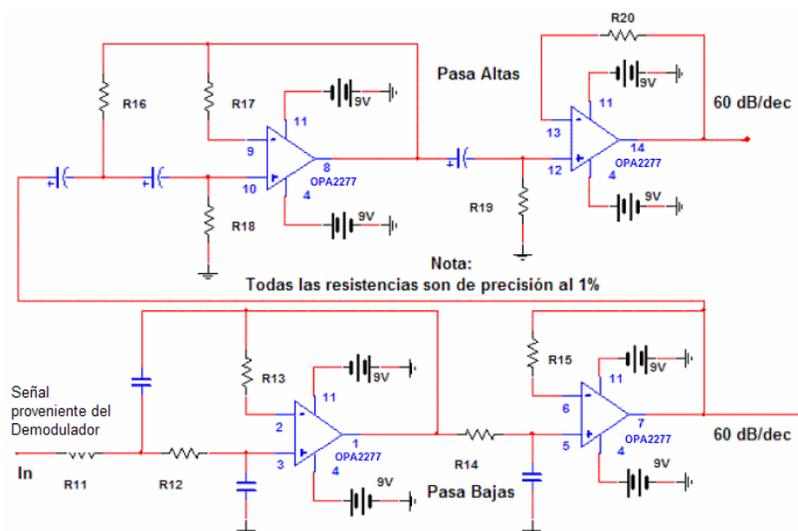


Demodulador de AM o detector de picos

Debido a que el diodo es un dispositivo no lineal, ocurre una mezcla no lineal en D 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. El circuito demodulador mostrado anteriormente 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. La red RC que sigue al diodo en un detector de picos es un filtro de pasa - bajas.

FILTRADO

Se utiliza un filtrado pasa banda Butterworth de 60dB/década (dos filtros activos Pasa-Baja y Pasa-Altas Butterworth de 60dB/década, conectados en cascada), con una frecuencia de corte inferior de 0.05Hz y una superior de 17Hz. El filtrado se realiza en el circuito RC y el amplificador operacional (OPA2277) se utiliza como amplificador de ganancia unitaria, utilizado para reducir ruido de alta frecuencia fuera del ancho de banda de la señal de respiración.

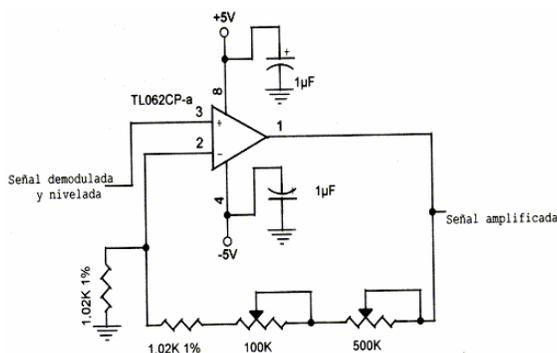


Circuito Electrónico Filtro Activo Pasa Banda (0.05Hz-17HZ)

Estos dispositivos son de bajo costo, gran velocidad, y entrada JFET. Requieren un bajo suministro de energía, manteniendo una ganancia y ancho de banda proporcional, además provee una muy baja entrada de corrientes de Offset, lo cual ofrece un excelente rechazo en modo común.

AMPLIFICACIÓN

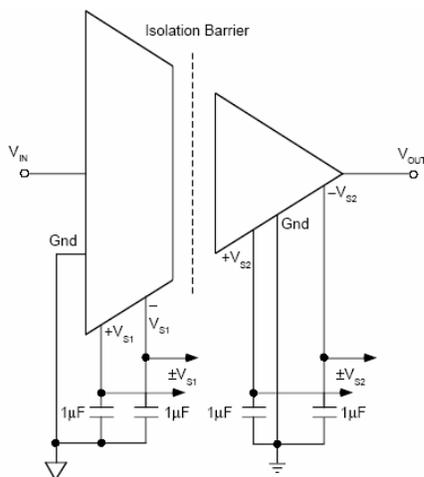
La señal obtenida es nuevamente amplificada ya que era muy pequeña, como se muestra en la siguiente figura:



Circuito amplificador

AISLAMIENTO ELÉCTRICO

El ISO122 es un amplificador de aislamiento de precisión que incorpora una nueva técnica de ciclo de trabajo modulación - demodulación. La señal es transmitida digitalmente a través de una barrera capacitiva diferencial de 2pF. Con la modulación digital las características de la barrera no afectan la integridad de la señal, resultando de una fiabilidad excelente y buena inmunidad a los altos transientes de frecuencia.



Amplificador de Aislamiento ISO122

Las especificaciones claves son:

- Excelente linealidad de 0.020 %
- Ancho de banda de 50kHz
- 200mV V_{OS} de deriva.
- Fuente de Alimentación de ± 4.5V para ± 18V
- Corrientes inactivas de ± 5.0mA en V_{S1} y ± 5.5mA en V_{S2} hacen estos amplificadores ideales para una gran variedad de aplicaciones.

El ISO122 está disponible en encapsulado de doble fila de 16 pines y montaje superficial de 28 pines.

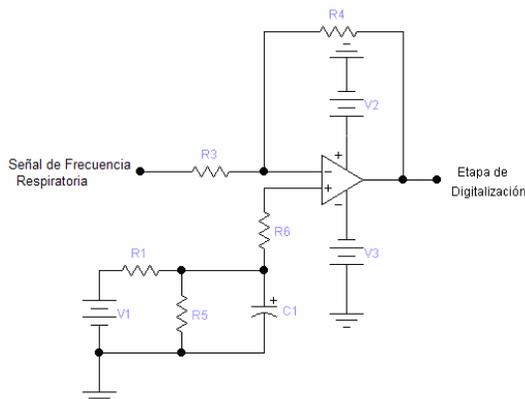
Conexiones De Señal y Alimentación

Cada pin de alimentación debe ser bordeado con un condensador de $1\mu\text{F}$ de tantalio localizado tan cerca del amplificador como sea posible. La frecuencia interna del modulador /demodulador es alrededor de los 500kHz controlada por un oscilador interno. Por consiguiente, si desea minimizar cualquier ruido (las frecuencias de pulsación) de un convertidor DC/DC, entonces debe usarse un filtro π en las entradas de alimentación (Ver Figura 25). La salida del ISO122 dispone de unos 20mV de rizo a 500kHz, el cual puede ser removido con un sencillo filtro paso bajo de doble polo con una frecuencia de corte de 100kHz usando un amplificador operacional de bajo costo.

ADECUACIÓN CONVERSIÓN

Debido a las condiciones de fabricación de los conversores Análogos Digitales (TTL), debe adecuarse la señal Electrocardiográfica con un offset de desplazamiento que garantice un comportamiento entre 0 y 5 Voltios; rango de voltaje óptimo para la digitalización de la señal.

El circuito adecuador de señal es un modelo simple de "summing amplifier" al cual se le suministra un voltaje de referencia de 1.5 Voltios, que desplaza la señal Electrocardiográfica a un nivel mayor de voltaje sin afectarla ni en sus componentes de frecuencia y amplitud.



Circuito Adecuador para la Conversión Análoga Digital

DAISSY CAROLA TOLOZA CANO
Director del Proyecto