

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

**PRODUCTO INTERMEDIO P05**  
**MÓDULO DE FONOCARDIOGRAFÍA**

**ACTIVIDAD:**

**A11: Diseño y pruebas en protoboard del Módulo de Fonocardiografía**



## 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 FONOCARDIOGRAFÍA

#### INTRODUCCIÓN

La importancia de la auscultación cardiaca se mantuvo hasta principios de los 80, cuando un médico entrenado podía obtener un diagnóstico definitivo a la cabecera del paciente tras una exploración y auscultación concienzuda. A menudo se podían predecir los gradientes de presión a través de una válvula estenosada, la benignidad de un soplo funcional en un niño, o el grado de comunicación interauricular o interventricular.

Durante los últimos 20 años, la importancia de la auscultación cardiaca ha disminuido frente al espectacular avance de otras técnicas diagnósticas de alta tecnología (eco cardiografía bidimensional asociada a Doppler pulsado, continuo y color, tomografía computerizada, imágenes nucleares, etc.). Sin embargo, aunque estas técnicas permiten obtener diagnósticos mucho más fiables que la auscultación, se trata de técnicas costosas no disponibles en la mayoría de los ambulatorios cardiológicos, así como en la totalidad de Centros de Atención Primaria. En otras ocasiones se trata de técnicas invasivas, cuya aplicación al paciente viene limitada por la influencia negativa que pueden tener sobre este.

Esta pérdida de importancia de la auscultación ha conducido a su vez a un retroceso en su enseñanza, con la consiguiente disminución de las habilidades auscultatorias en el personal médico.

Sin embargo, la auscultación sigue siendo aún la primera herramienta de análisis que se emplea para evaluar el estado funcional del corazón, y el primer indicador utilizado para remitir el paciente al especialista. En ella, el médico trata de identificar y analizar separadamente los diferentes ruidos que componen el ciclo cardiaco, realizando después una síntesis de las características extraídas. Además, muchas condiciones patológicas del sistema cardiovascular se reflejan en los sonidos y soplos cardiacos generados antes de manifestarse en otras señales como el ECG (electrocardiograma).

A pesar de los grandes avances realizados en el campo de la auscultación cardiaca, el estado de desarrollo del fonocardiograma (FCG) es inferior al de otras señales biomédicas como el ECG, EMG (electromiograma) o EEG (electroencefalograma), debido principalmente a un conocimiento insuficiente sobre el origen de los sonidos cardiacos, a la subjetividad de las interpretaciones del diagnóstico (agravado por el hecho de que el oído humano no está bien adaptado a la auscultación), a la fuerte dependencia con la experiencia, a la carencia de técnicas de análisis cuantitativo ampliamente aceptadas y de documentación objetiva con la que contrastar los hallazgos auscultatorios, y a la pobre respuesta en frecuencia de los estetoscopios comerciales.

La Fonocardiografía, definida como el registro de las vibraciones sonoras del corazón a partir del fonocardiógrafo de Einthoven, se introdujo para evitar estas limitaciones de la técnica auscultatoria. El fonocardiograma consiste en la representación gráfica de las ondas sonoras del latido cardíaco, lo que permite documentar la temporización, intensidad relativa, frecuencia, calidad, tono, timbre y localización precisa de las diferentes componentes de los sonidos cardiacos, de una forma objetiva y repetible. Sin embargo, y al igual que ha ocurrido con la auscultación convencional, el avance tecnológico de las técnicas de imagen cardiográfica ha producido un progresivo declive y desuso prácticamente generalizado de los viejos equipos fonocardiógrafos clásicos.

#### EL ESTETOSCOPIO

Los estetoscopios utilizados para auscultación en la actualidad son el resultado de la evolución de este instrumento desde su invención por Laennec en 1816. Las distintas partes de que consta influyen en mayor o menor medida en la calidad del sonido percibido por el médico. un estudio realizado sobre

las propiedades acústicas de varios estetoscopios comerciales en cuanto a la clasificación de buena o mala calidad de sonido se basó en las medidas registradas de respuesta en frecuencia, encontrando que el diámetro del tubo era uno de los factores más influyentes a la hora de obtener buena sensibilidad.

La aplicación de la electrónica ha hecho posible paliar algunos de los inconvenientes del estetoscopio tradicional, proporcionando también una serie de mejoras a este instrumento. El primer estetoscopio eléctrico se introdujo en 1923 para ser utilizado por varios oyentes con fines didácticos y en 1952 se introdujo el primer dispositivo con amplificación o atenuación.

En los últimos años, el gran desarrollo de la microelectrónica ha permitido que en la actualidad exista un gran número de estos dispositivos, ofreciendo posibilidades interesantes como filtrado selectivo, conexión con PCs o PDAs para el registro de datos, compensación de los defectos auditivos, desplazamiento de frecuencias (para poder escuchar aquellos sonidos de frecuencias no audibles por el oído humano), etc., incluyendo en algunos casos incluso visualización del FCG y de los eventos detectados en pantallas de cristal líquido.

### MORFOFISIOLOGÍA DEL CORAZÓN.

El corazón pesa entre 7 y 15 onzas (200 a 425 gramos) y es un poco más grande que una mano cerrada. Al final de una larga vida, el corazón de una persona puede haber latido (es decir, haberse dilatado y contraído) más de 3.500 millones de veces. Cada día, el corazón late un promedio de 100.000 veces, bombeando aproximadamente 2.000 galones (7.571 litros) de sangre. El corazón está formado en realidad por dos bombas separadas, un corazón derecho, que impulsa la sangre hacia los pulmones, y un corazón izquierdo, que la impulsa hacia los órganos periféricos. A su vez, cada uno de estos "dos corazones" separados, es una bomba pulsátil de dos cavidades, compuesta por una aurícula y un ventrículo. (Ver Figura 1). El corazón se encuentra entre los pulmones en el centro del pecho, detrás y levemente a la izquierda del esternón. Una membrana de dos capas, denominada «pericardio» envuelve el corazón como una bolsa. La capa externa del pericardio rodea el nacimiento de los principales vasos sanguíneos del corazón y está unida a la espina dorsal, al diafragma y a otras partes del cuerpo por medio de ligamentos. La capa interna del pericardio está unida al músculo cardíaco. Una capa de líquido separa las dos capas de la membrana, permitiendo que el corazón se mueva al latir, con una fricción mínima, a la vez que permanece unido al cuerpo.

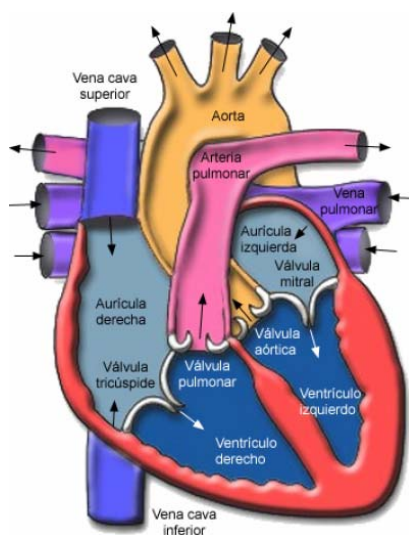


Figura 1 El Corazón y sus Partes

El corazón tiene cuatro cavidades. Las cavidades superiores se denominan aurícula izquierda y aurícula derecha y las cavidades inferiores se denominan ventrículo izquierdo y ventrículo derecho. Una pared muscular denominada «tabique» separa las aurículas izquierda y derecha y los ventrículos izquierdo y derecho. El ventrículo izquierdo es la cavidad más grande y fuerte del corazón. Las paredes del ventrículo izquierdo tienen un grosor de sólo media pulgada (poco más de un centímetro), pero tienen la fuerza suficiente para impulsar la sangre a través de la válvula aórtica hacia el resto del cuerpo.

### VÁLVULAS CARDÍACAS.

Las válvulas que controlan el flujo de la sangre por el corazón son cuatro: (Ver Figura 2). La válvula tricúspide controla el flujo sanguíneo entre la aurícula derecha y el ventrículo derecho. La válvula pulmonar controla el flujo sanguíneo del ventrículo derecho a las arterias pulmonares, las cuales transportan la sangre a los pulmones para oxigenarla. La válvula mitral permite que la sangre rica en oxígeno proveniente de los pulmones pase de la aurícula izquierda al ventrículo izquierdo. La válvula aórtica permite que la sangre rica en oxígeno pase del ventrículo izquierdo a la aorta, la arteria más grande del cuerpo, la cual transporta la sangre al resto del organismo.

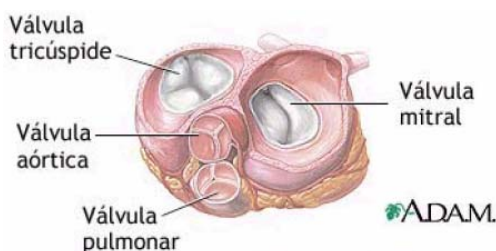


Figura 2 Anatomía de las Válvulas Cardíacas.

### EL LATIDO CARDÍACO.

Un latido cardíaco es una acción de bombeo en dos fases que toma aproximadamente un segundo. A medida que se va acumulando sangre en las cavidades superiores (las aurículas, derecha e izquierda), el marcapasos natural del corazón (el nódulo SA) envía una señal eléctrica que estimula la contracción de las aurículas. Esta contracción impulsa sangre a través de las válvulas tricúspide y mitral hacia las cavidades inferiores que se encuentran en reposo (los ventrículos derecho e izquierdo). Esta fase de la acción de bombeo (la más larga) se denomina diástole. (Ver Figura 3).

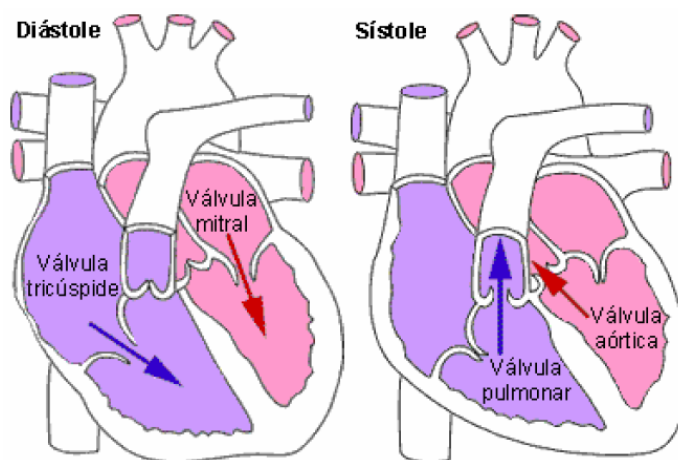


Figura 3 El latido Cardíaco

La segunda fase de la acción de bombeo comienza cuando los ventrículos están llenos de sangre. Las señales eléctricas generadas por el nódulo SA se propagan por una vía de conducción eléctrica a los ventrículos estimulando su contracción. Esta fase se denomina Sístole. Al cerrarse firmemente las válvulas tricúspide y mitral para impedir el retorno de sangre, se abren las válvulas pulmonar y aórtica. Al mismo tiempo que el ventrículo derecho impulsa sangre a los pulmones para oxigenarla, fluye sangre rica en oxígeno del ventrículo izquierdo al corazón y a otras partes del cuerpo. Cuando la sangre pasa a la arteria pulmonar y la aorta, los ventrículos se relajan y las válvulas pulmonar y aórtica se cierran. Al reducirse la presión en los ventrículos se abre las válvulas tricúspide y mitral y el ciclo comienza otra vez. Esta serie de contracciones se repite constantemente, aumentando en momentos de esfuerzo y disminuyendo en momentos de reposo.

### GÉNESIS DE LOS SONIDOS CARDIACOS

Actualmente, la teoría más ampliamente aceptada sobre la generación de los sonidos cardíacos es la propuesta por R. Rushmer. En ella, los sonidos cardíacos se atribuyen no sólo a las hojas que cierran las válvulas, sino a las vibraciones de todo el sistema cardiovascular originadas por gradientes de presión. Externamente, los sonidos cardíacos se escuchan mejor en determinadas zonas del pecho, denominadas como área mitral, aórtica, pulmonar, y tricúspide. El área mitral se encuentra cerca del ápex del corazón; el área aórtica está a la derecha del esternón, en el 2o espacio intercostal; el área tricúspide está en el 4o espacio intercostal, cerca del borde derecho del esternón; y el área pulmonar se encuentra en la línea izquierda del esternón, en el 2o o 3er espacio intercostal (Ver Figura 4).

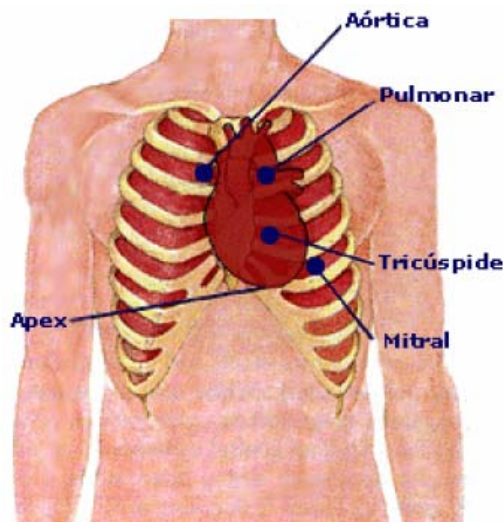


Figura 4 Focos de Auscultación

Un ciclo cardíaco normal contiene dos sonidos principales, S1 y S2, que delimitan las dos fases del ciclo cardíaco: sístole (entre S1 y S2), y diástole (entre S2 y S1).

El primero de ellos es debido a las siguientes causas:

- movimiento de la sangre hacia las aurículas debido a la contracción ventricular.
- deceleración de la sangre debido a que las válvulas auriculoventriculares (AV) se encuentran cerradas.
- oscilación de la sangre entre la base de la aorta y las paredes ventriculares.
- vibraciones causadas por las turbulencias del flujo de sangre expulsado a gran velocidad a través de las arterias aórtica y pulmonar.

El segundo sonido está causado por el cierre de las válvulas semilunares (aórtica y pulmonar). En este sonido se distinguen dos componentes: A2, debida al cierre de la válvula aórtica, y P2, debida al cierre de la válvula pulmonar. Normalmente A2 precede a P2 en unos pocos milisegundos, aunque en situaciones patológicas la distancia A2-P2 puede aumentar, disminuir, e incluso invertirse, presentándose P2 antes de A2.

En determinados casos también pueden presentarse dos sonidos adicionales, S3 y S4. S3 se origina después de S2, y es debido al fin repentino del llenado ventricular, presentando frecuencias muy bajas. Por su parte, S4 está causado por las contracciones auriculares que expulsan la sangre hacia los ventrículos, y ocurre al final de la diástole, también con frecuencias muy bajas.

Los sonidos cardíacos son registrados con diferente intensidad dependiendo de la zona de auscultación (de la cercanía a la válvula que los origina) y de la irradiación de los sonidos (hacia dónde se desplazan en el interior del cuerpo). Así, por ejemplo, S1 se registra con mas intensidad que S2 en las zonas mitral y tricúspide (cercanas a las válvulas del mismo nombre, que originan en parte S1), mientras que S2 se registra mas intensamente en las zonas aórtica y pulmonar.

A pesar de que un mismo sonido presenta diferente intensidad dependiendo de la zona donde se ausculte, las componentes frecuenciales dominantes de S1 y S2 presentan una alta coherencia (mas del 90 %) en las 4 áreas auscultatorias. Por tanto, si sólo interesan los detalles espectrales de los sonidos cardíacos, la adquisición puede reducirse a una única zona de auscultación.

#### AUSCULTACIÓN CARDIACA.

Es uno de los métodos más valiosos de la exploración cardiológica y a pesar de ser el oído humano un aparato prodigioso, es un instrumento muy pobre para la auscultación cardiaca debido a las características de los ruidos cardiacos. La auscultación cardiaca debe hacerse con el estetoscopio explorador en la región precordial y saliéndose de ellas, para auscultar todas las regiones, las subclaviculares, la axila izquierda, el epigastrio, los vasos del cuello, y la cara posterior del tórax, especialmente en la región interescapular izquierda. Ante todo debe ponerse atención a las áreas de auscultación cardiaca que se describe en la Figura 5.

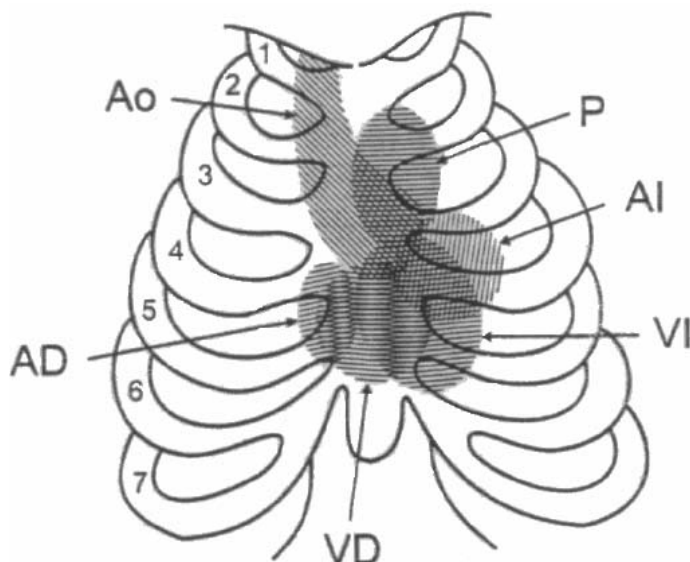


Figura 5 Áreas de Auscultación Cardíaca

## LA NATURALEZA DEL SONIDO

Se entiende por sonido una variación de la presión ambiental que se propaga en forma de ondas. Más científicamente se puede definir: El sonido es un fenómeno vibratorio que, a partir de una perturbación inicial del medio elástico donde se produce, se propaga, en ese medio, bajo la forma de una variación periódica de presión. Si se considera un conjunto de partículas, el movimiento de una está influido por el movimiento de las demás. Un caso importante de este tipo de fenómenos es el movimiento ondulatorio que se da por ejemplo en el agua generando las olas, en el aire generando los sonidos que percibimos, y en la luz. Las vibraciones del diapasón (Ver Figura 6) fuerzan a las moléculas de aire a agruparse en regiones de mayor y menor densidad, dando lugar a que la presión del aire aumente o disminuya instantáneamente.

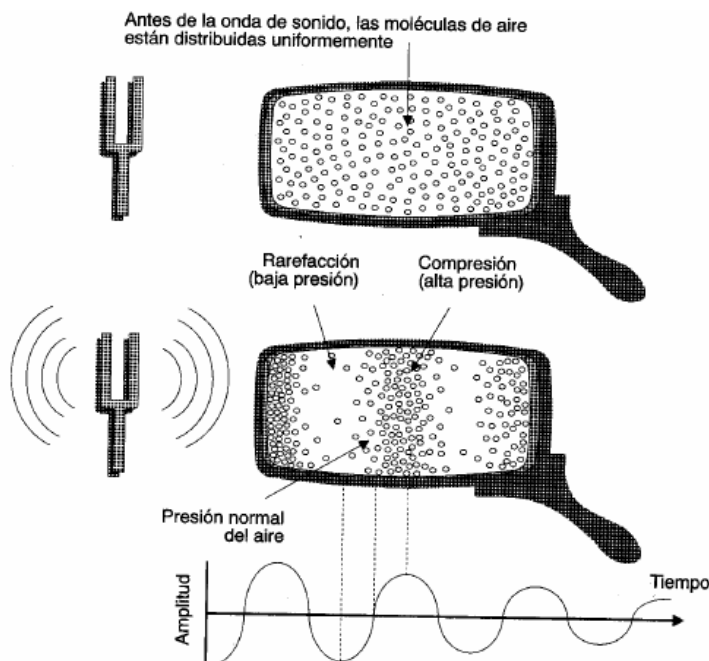


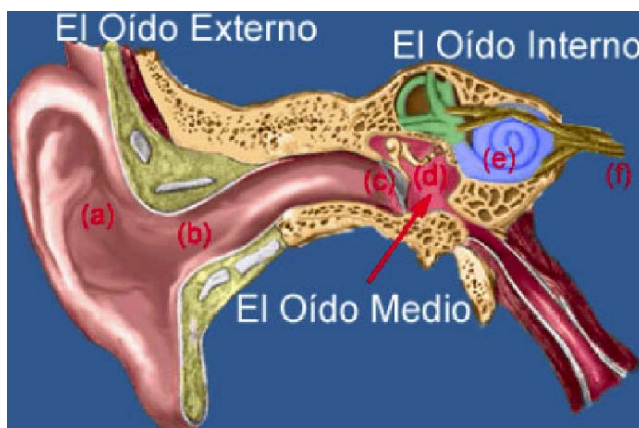
Figura 6 Vibraciones físicas de un diapasón que ha sido golpeado.

El diapasón es un excelente ejemplo de fuente de sonido por dos razones: la primera es que puede observarse el movimiento de vaivén de sus brazos mientras se escuchan los resultados de esta vibración; la segunda es que el diapasón vibra a una frecuencia (vibraciones por segundo) constante hasta que toda su energía se ha disipado en forma de sonido. Una perturbación que viaja a través de un medio se denomina onda y la forma que adopta esta se conoce como forma de onda.

Una onda sonora es una perturbación que se lleva a cabo en un gas, líquido o sólido (en el vacío no existe el sonido) y que viaja alejándose de la fuente que la genera con una velocidad definida que depende del medio en el que está viajando.

Las vibraciones provocan incrementos locales de presión respecto a la presión atmosférica llamados compresiones, y decrementos locales llamados rarefacciones; los cambios de presión ocurren en la misma dirección en la que viaja la onda, pueden verse como cambios de densidad y como el desplazamiento de los átomos y moléculas de sus posiciones de equilibrio (RIDGE, 1994). El rango de frecuencias del sonido audible es de 20 Hz a 25000 Hz, cuando la frecuencia es mayor que los 25000 Hz, se le define como ultrasonido.

El oído humano tiene una tolerancia limitada para la intensidad del sonido, la cual depende de la frecuencia de la onda. La unidad de intensidad es el Bel, pero ésta resulta ser muy grande, así, comúnmente se usa el decibel (dB) que es la décima parte del Bel. La máxima intensidad que el oído puede tolerar sin dolor es de aproximadamente 120 dB. El oído y un micrófono incorporado en la tarjeta de sonido se comportan de manera similar. Ambos transforman pequeñas variaciones en la presión del aire en señal eléctrica que puede ser comprendida y almacenada por sus respectivos "cerebros" (ya sea el humano o la CPU de la computadora). Esta señal eléctrica puede ya ser guardada, manipulada o reproducida mediante los medios electrónicos adecuados.

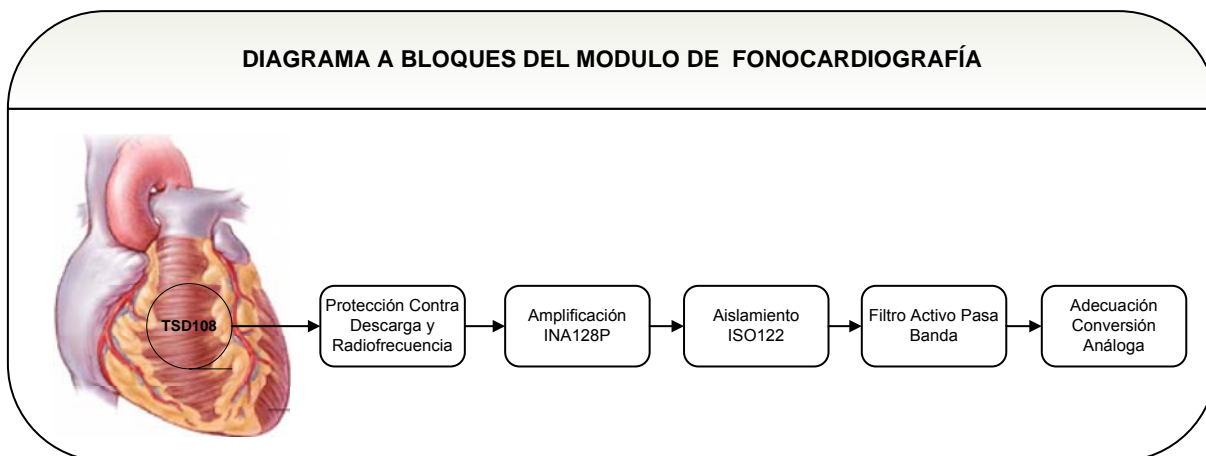


**Figura 7 Partes del Oído Humano**

(a) La oreja (b) El canal auditivo (c) El tímpano (d) El martillo, el yunque y el estribo (e) La coclea (f) El nervio auditivo

**CAPTURA DEL SONIDO CARDIACO**

Para realizar un fonocardiograma se necesita un transductor que transforme la onda acústica en una señal eléctrica proporcional. Para ello se utiliza un micrófono piezoeléctrico. Dado que la señal eléctrica obtenida suele tener amplitud muy baja, se realiza una etapa de protección contra descarga y radiofrecuencia, seguida de una amplificación, aislamiento, filtrado activo y adecuación ADC (Ver Figura 8).



**Figura 8 Diagrama a Bloques del Modulo de Fonocardiografía**



### MICRÓFONO PIEZOELÉCTRICO TSD108.

Es un transductor de sonidos fisiológicos (Ver Figura 9). Puede usarse para escuchar los sonidos de Korotkoff en la toma de la presión sanguínea, sonidos cardiacos y una variedad de señales acústicas. Este transductor acústico es un disco cerámico Piezoeléctrico recubierto de un cilindro metálico hermético, que facilita la asepsia.



Figura 9 Micrófono Piezoeléctrico TSD108

Los micrófonos piezoeléctricos se basan en la capacidad que tienen los cristales piezoeléctricos de generar cargas eléctricas al ser sometidos a presión.

### ESPECIFICACIONES TÉCNICAS DEL TSD108.

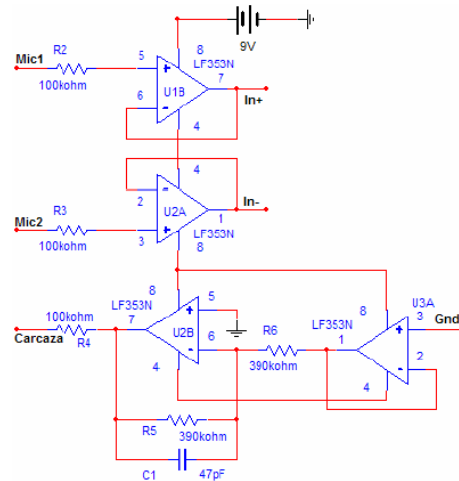
- El TSD108 no requiere calibración.
- Respuesta en Frecuencia de 10Hz a 3500Hz.
- Recubrimiento en acero esterilizable.
- Ruido de 5 $\mu$ V rms (500-3500Hz).
- Salida máxima de 2V (p-p).
- Peso 9 gramos.
- Dimensiones: 29mm de diámetro, 6mm grueso.
- Cable: 3 metros de longitud, apantallado con conector DB9.

### PROTECCIÓN CONTRA DESCARGA Y RADIOFRECUENCIA

#### BUFFER

También llamado Seguidor de Tensión; esta configuración se caracteriza porque tiene una alta impedancia de entrada y una muy pequeña impedancia de salida, lo que le permite ser utilizado como etapa de aislamiento. Desde el punto de vista de la entrada es la carga ideal, y visto desde la salida es un generador de tensión ideal. La configuración del seguidor tiene una ganancia  $A_v=1$ , y tiene dos objetivos: El primero es aislar las señales recepcionadas por la carcasa del TSD108 de la tierra eléctrica del circuito con el propósito de suministrar seguridad eléctrica al paciente; y el segundo, atenuar el voltaje de modo común que afecta los terminales de entrada del amplificador de instrumentación INA128P Cada una de las etapas de aislamiento y acople de impedancia que

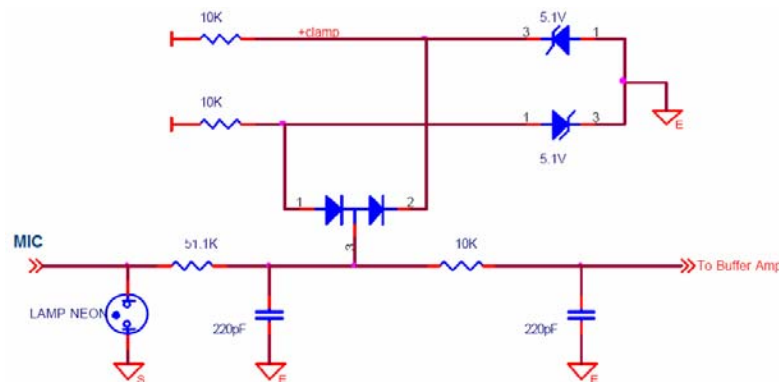
recepccionan la señal proveniente del Micrófono TSD108 se diseña con base en el circuito integrado OPA2277 (Para ampliar información ver datasheet) (Ver Figura 10).



**Figura 10 Circuito de protección y acople de impedancia**

**PROTECCIÓN CONTRA DESCARGA Y RADIOFRECUENCIA**

Las derivaciones del FCG 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 como una segunda protección para los amplificadores de entrada. Dos filtros pasivos RC se usan para reducir la susceptibilidad a la Radiofrecuencia (Ver Figura 11).



**Figura 11 Protección Contra Descarga Y Radiofrecuencia**

**AMPLIFICADOR DE INSTRUMENTACIÓN**

Los amplificadores constituyen un componente muy importante en los sistemas de bioinstrumentación; sus características deben ajustarse a las condiciones impuestas por la señal a amplificar y al entorno físico de aplicación. Las señales biológicas se caracterizan por un bajo nivel de amplitud. En particular, la actividad acústica del corazón consistente en la activación mecánica del miocardio para cumplir con la función eyectora de la sangre. Durante el ciclo cardíaco el corazón vibra en su totalidad, provocando una onda acústica que se propaga a través de la pared torácica. La componente



## 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

principal de la onda acústica es el ritmo cardíaco, pero además cada estructura del corazón mismo tiene una constitución particular con sus propias características biomecánicas: frecuencias naturales, elasticidad, amortiguamiento e impedancias mecánica y acústica. Esto hace que, tanto la vibración del corazón, como la onda acústica que produce, abarquen un amplio espectro de frecuencias, que puede ir desde 10 Hz o menos hasta superar los 500 Hz. Esta actividad se manifiesta con señales comprendidas en el rango 0.1–10 mV. Para garantizar su adecuado funcionamiento en cardiología, y de acuerdo con normas internacionales, el amplificador de bioinstrumentación debe reunir las siguientes características:

- Alta Relación de Rechazo en modo común
- Alta impedancia de entrada
- Respuesta en frecuencia
- Bajo Voltaje Offset
- Bajas corrientes de polarización de entrada
- Circuito de protección contra sobre voltajes

El fabricante lo recomienda para aplicaciones biomédicas El circuito integrado INA128P de la Burr-Brown, es un Amplificador de Instrumentación de alta precisión.

El INA128P es fabricado con láser lo cual logra un muy bajo voltaje de Offset (50 $\mu$ V), con una variación (0.5 $\mu$ V/ $^{\circ}$ C) ofreciendo alto rechazo en modo común (120dB a  $G \geq 1000$ ). Operan con alimentaciones tan bajas como  $\pm 2.25$ V, permitiendo uso de baterías y una corriente inmóvil de 700 $\mu$ A máximo.

El INA128P está disponible en encapsulado de 8 pines de plástico con un rango de temperatura –40 $^{\circ}$ C a +85 $^{\circ}$ C. (Para ampliar información ver Datasheet).

### RANGOS DEL INA128P:

- Voltaje de Offset bajo: 50 $\mu$ v máximo.
- Variación baja: 0.5 $\mu$ V/ $^{\circ}$ C máximo.
- Corriente de offset baja a la entrada: 5na máximo.
- Alto rechazo en modo común: 120dB mínimo.
- Protección de sobrevoltaje a la entrada:  $\pm 40$ V.
- Rango de alimentación:  $\pm 2.25$  a  $\pm 18$ V.
- Corriente inmóvil baja: 700 $\mu$ A Máxima.
- Encapsulado de 8 pines en plástico.

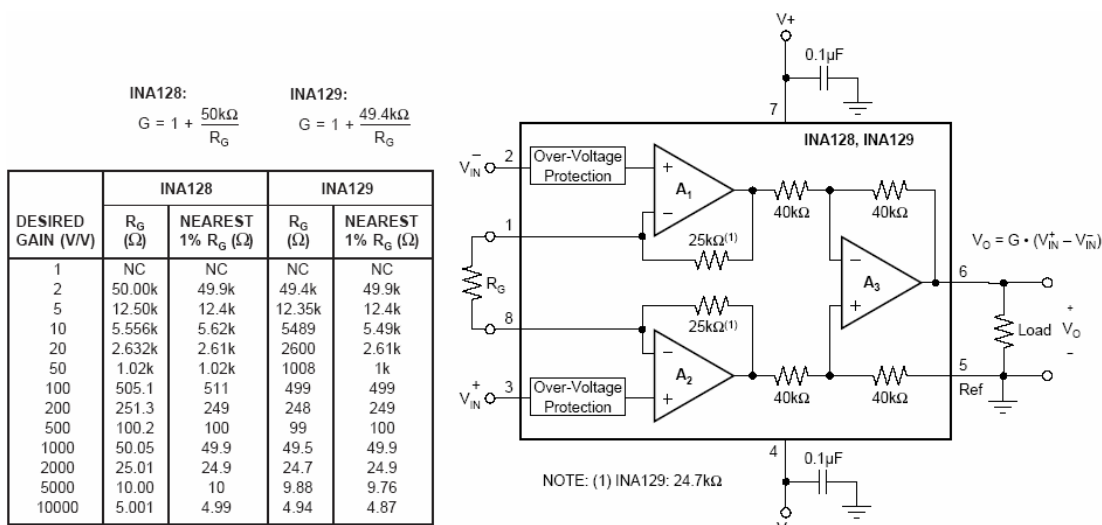
### DIAGRAMA INTERNO DEL INA128P:

La Figura 12 representa el diseño clásico utilizado por la mayoría de los amplificadores de instrumentación. La salida del amplificador operacional es un amplificador diferencial con ganancia de tensión unidad. Las resistencias utilizadas en esta etapa de salida son normalmente menos de un  $\pm 0.001\%$  de diferencia entre ellas gracias a los cortes realizados con láser. La Figura 12 muestra las conexiones básicas requeridas para el funcionamiento del INA128P. Aplicaciones con suministros de voltaje de alta impedancia o ruidosos pueden requerir condensadores de desacoplo cerca del dispositivo como se muestra en la Figura 12.

La salida (pin 6) es referenciada a tierra, normalmente el pin 5 se conecta a tierra. La ganancia del INA128P, viene dada por la relación que el fabricante especifica en el datasheet:

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

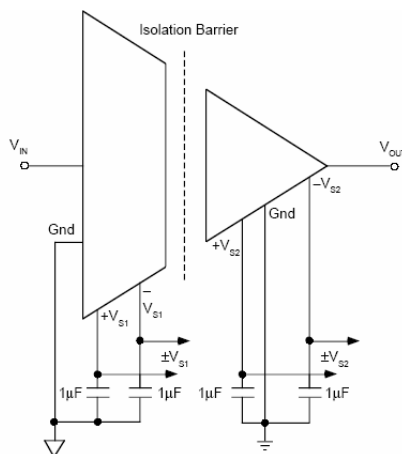
Tomando en cuenta los valores sugeridos por el fabricante (Burr-Brown) la resistencia externa, es una resistencia con un valor de  $40\Omega$  que entrega una ganancia fija que cumple con la siguiente relación:  $G = (1 + (50k\Omega/40\Omega)) = 313$ . Las entradas diferenciales  $V_+$  y  $V_-$  provienen del acondicionamiento realizado en la etapa anterior del circuito de recepción del micrófono TSD108.



**Figura 12 Diagrama Interno INA128P (BURR -BROWN)**

**AISLAMIENTO ISO122**

El ISO122 (Ver Figura 13) 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.



**Figura 13 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  $\pm 4.5V$  para  $\pm 18V$
- Corrientes inactivas de  $\pm 5.0mA$  en  $V_{S1}$  y  $\pm 5.5mA$  en  $V_{S2}$  hacen estos amplificadores ideales para una gran variedad de aplicaciones.

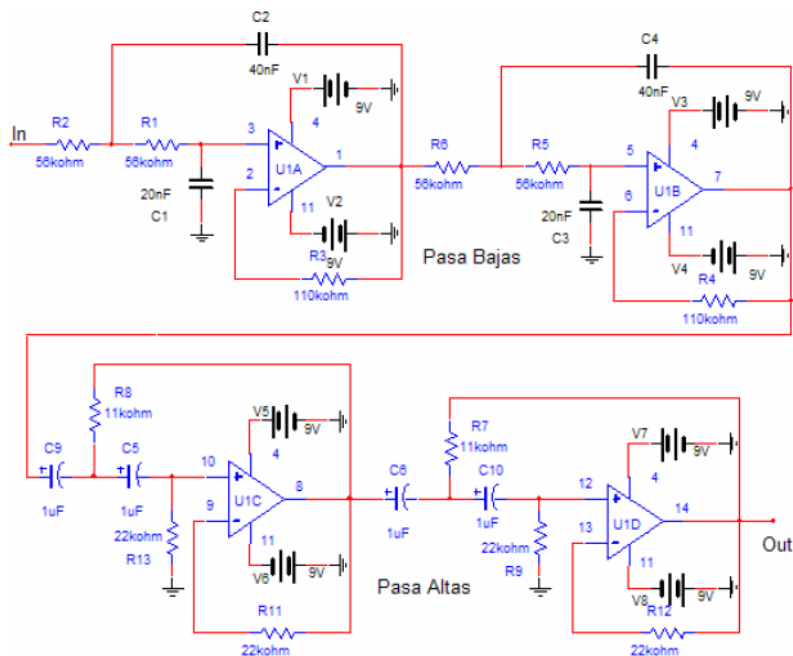
El ISO122 está disponible en encapsulado de doble fila de 16 pines y montaje superficial de 28 pines.

#### Conexiones De Señal y Alimentación

Cada pin de alimentación debe ser bordeado con un condensador de  $1\mu F$  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  $\pi$  en las entradas de alimentación (Ver Figura 13). 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.

#### **FILTRADO ACTIVO PASA BANDA**

El circuito de la Figura 14, es un filtro activo Pasa Banda Butterworth de 80dB/década (dos filtros activos Pasa-Baja y Pasa-Altas Butterworth de 80dB/década, conectados en cascada), con una frecuencia de corte inferior de 10Hz y una superior de 100Hz. El filtrado se realiza en el circuito RC y el amplificador operacional (OPA2277) se utiliza como amplificador de ganancia unitaria. Estos dispositivos son de altas prestaciones, 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.



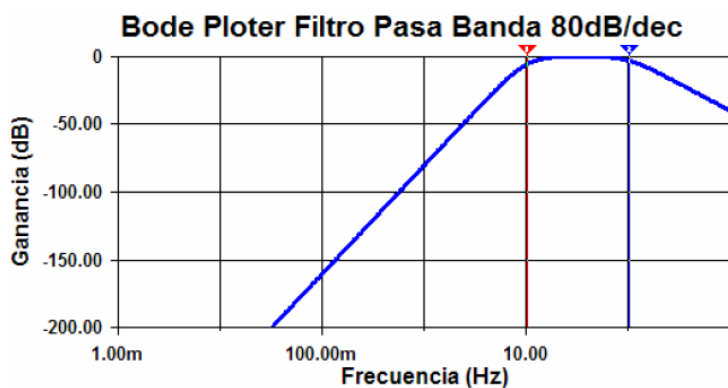
**Figura 14 Circuito Filtro Pasa Banda 80dB/dec**

El filtro de Banda Ancha obtenido mediante los filtros Pasa Bajas y Pasa Altas conectados en cascada tienen las siguientes características:

La frecuencia de corte inferior,  $f_L$ , está determinada sólo por el filtro pasa altas.

La frecuencia de corte superior,  $f_H$ , está definida exclusivamente por el filtro pasa bajas.

La ganancia tendrá su valor máximo en la frecuencia resonante, y su valor será el mismo que la ganancia banda de paso de cualquiera de los filtros anteriores (Ver Figura 15).

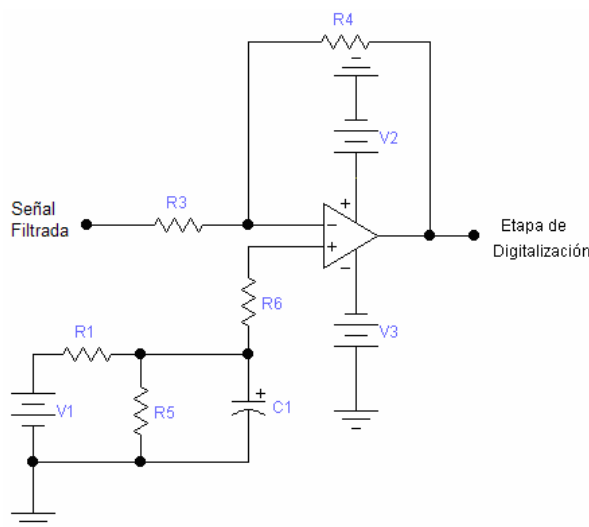


**Figura 15 Diagrama de Bode Filtro Pasa Banda (10-100 Hz)**

### ADECUACIÓN CONVERSIÓN ANÁLOGA

Debido a las condiciones de fabricación de los conversores Análogos Digitales (TTL), debe adecuarse la señal Fonocardiográfica 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 Fonocardiográfica a un nivel mayor de voltaje sin afectarla ni en sus componentes de frecuencia y amplitud (Ver Figura 16).



**Figura 16 Circuito Adecuador para la Conversión Análoga Digital**



## 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

---

### **Nota aclaratoria:**

Contando con la ayuda del ECG como señal auxiliar, ya que el complejo QRS marca el comienzo de la contracción ventricular, coincidiendo el descenso del complejo RS con S1. Por su parte, la componente aórtica de S2 (A2) coincide con el final de la onda T, y en caso de que exista cuarto ruido (S4), este coincidiría con la onda P.

Para el análisis del FCG es necesario no sólo disponer de información temporal, sino también información sobre su contenido espectral. Aunque es posible realizar por separado el análisis en estos dos dominios, las técnicas tiempo frecuencia permiten representar simultáneamente la intensidad, el tiempo y la frecuencia del FCG.

De entre las técnicas disponibles, es obligado mencionar la transformada de Fourier por su importancia, aunque su representación no es en el plano tiempo-frecuencia, sino que analiza la frecuencia de la señal completa (y, por tanto, deslocalizada en el tiempo). Puesto que el FCG es una señal no estacionaria (varia con el tiempo), la transformada de Fourier proporciona una información muy limitada, destinada a obtener el contenido frecuencial de un determinado evento o periodo, aunque sin conocer como varían las frecuencias con el tiempo.

la alteración de la velocidad de reproducción del FCG sin modificar sus características frecuenciales, la expansión de frecuencia para distinguir sonidos cardíacos con múltiples componentes de baja frecuencia, o la compresión de frecuencia para poder escuchar sonidos cuyo rango de frecuencias está mas allá del rango audible humano (válvulas protésicas).

Finalmente, también se pueden realizar investigaciones relacionadas con el diagnostico a partir de los sonidos cardíacos generados por válvulas protésicas, como la evaluación no invasiva del estado de las válvulas, o el análisis de las modificaciones sufridas por los sonidos cardíacos antes y después de la implantación de estas válvulas.

---

**DAISSY CAROLA TOLOZA CANO**  
**Director del Proyecto**