

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

PRODUCTO INTERMEDIO P03
INFORME ASESORIA EN EL MANEJO DE BIOSEÑALES

ACTIVIDAD:

A07: Asesoría en el manejo de Bioseñales.

**DOCUMENTO CON LA FISIOLÓGÍA DE LOS SIGNOS VITALES (ELECTROCARDIOGRAFÍA,
FONOCARDIOGRAFÍA, TEMPERATURA, FRECUENCIA RESPIRATORIA, SATURACIÓN
PORCENTUAL DE OXÍGENO Y PRESIÓN ARTERIAL)**

ELECTROCARDIOGRAFÍA

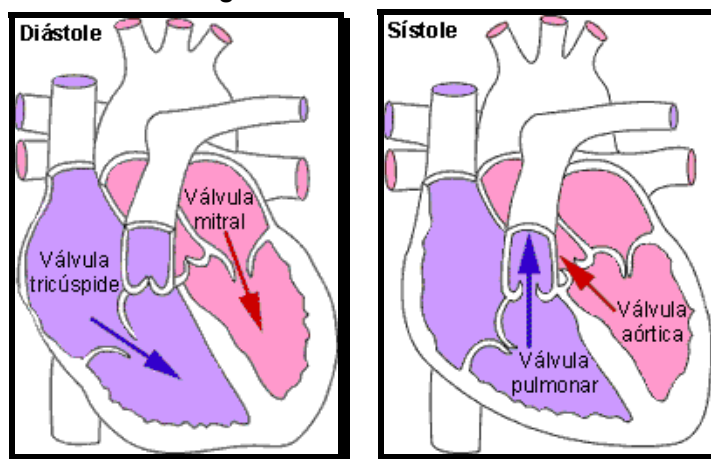
La electrocardiografía registra los potenciales eléctricos generados por el corazón. La actividad bioeléctrica cardíaca tiene su origen en la actividad bioeléctrica de cada una de las células musculares cardíacas. El corazón (Figura 1) es la bomba responsable, mediante sus latidos, del desplazamiento de la sangre a lo largo del sistema vascular, asegurando con ello el aporte de O_2 y nutrientes a los tejidos. Está dotado de un sistema especializado para: 1) generar rítmicamente impulsos que causan la contracción rítmica del miocardio y 2) conducir estos impulsos con rapidez a todas las células cardíacas.

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.

Actividad eléctrica cardíaca

Un latido cardíaco consiste en una contracción (sístole), y una relajación (diástole) (Figura 1), rítmica y secuencial de todo el músculo cardíaco. La contracción de cada célula está asociada a un potencial de acción (PA) en dicha célula. La producción de los potenciales de acción es debida a cambios en la permeabilidad (conductancia) para los iones Na^+ , K^+ y Ca^{+2} que presentan una distribución desigual dentro y fuera de la célula en reposo.

Figura 1 El latido Cardíaco



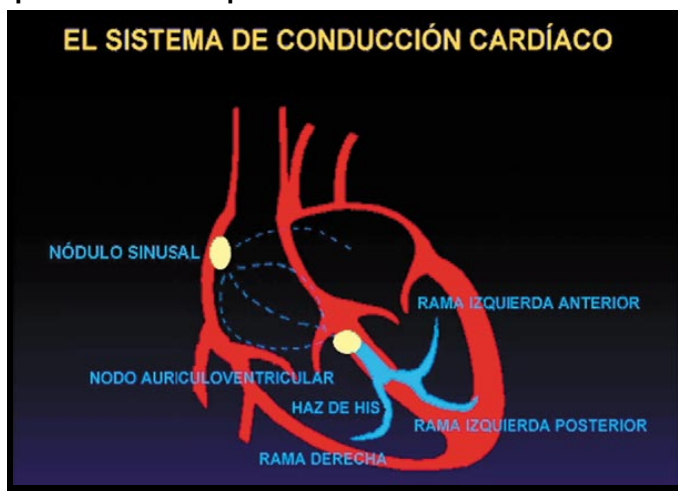
La circulación sanguínea del corazón sucede de la siguiente manera:

1. La sangre pobre en oxígeno y sobrecargada de anhídrido de carbónico proveniente de todo el organismo llega a la aurícula derecha a través de las venas más grandes: vena cava superior e inferior.
2. Cuando la aurícula derecha se llena; abriendo la válvula tricúspide e impulsa la sangre hacia el ventrículo derecho.

3. Cuando el ventrículo derecho se llena, la bombea a través de la válvula pulmonar hacia las arterias pulmonares para que la sangre llegue a los pulmones. En estos, la sangre fluye a través de tejidos capilares que rodean los sacos de aire, absorbiendo oxígeno, liberando anhídrido carbónico que luego se exhala.
4. La sangre ya rica en oxígeno circula por las venas pulmonares hasta la aurícula izquierda.
5. Cuando la aurícula izquierda se llena a través de la válvula mitral la sangre rica en oxígeno para al interior de ventrículo izquierdo.
6. Cuando el ventrículo izquierdo se llena, impulsa la sangre a través de la válvula aórtica hacia la aorta, que es la arteria más grande del cuerpo. Esta sangre rica en oxígeno abastece a todo el organismo, excepto los pulmones.

La actividad eléctrica del corazón (Figura 2) se inicia en una región marcapasos del corazón, concretamente en unas células musculares especiales localizadas en la aurícula derecha denominadas células marcapasos del nódulo seno-auricular (S-A), y se propaga a todo él de una célula a otra puesto que las células están eléctricamente acopladas a través de uniones en sus membranas. El acoplamiento eléctrico de las células miocárdicas y la existencia de células especializadas en la conducción eléctrica entre aurículas y ventrículos, hace que la onda de despolarización surgida en las células marcapasos se propague rápidamente a través de todo el músculo cardíaco, permitiendo así que las células se contraigan de forma sincronizada. La naturaleza y el grado de acoplamiento determinan el patrón con que se propagará la onda eléctrica de excitación a todo el corazón y también influye en la velocidad de conducción.

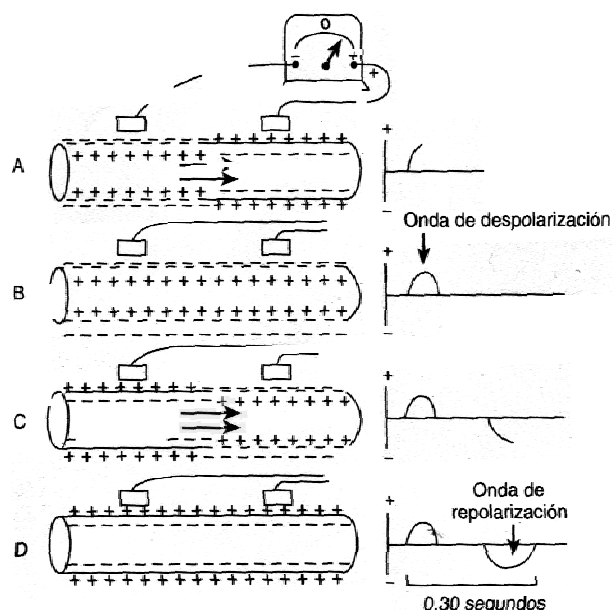
Figura 2 Representación esquemática del sistema de conducción cardíaco.



En el corazón, la onda de despolarización se propaga desde el nódulo S-A (Figura 2) hacia ambas aurículas, las cuales se despolarizan y se contraen. Las aurículas están conectadas eléctricamente a los ventrículos tan sólo a través del nódulo aurículo-ventricular (AV). La excitación se propaga al ventrículo a través de una serie de fibras especiales, que permiten que todas las fibras musculares del ventrículo se contraigan también sincrónicamente, pero más tarde (Figura 2). El significado funcional de la organización eléctrica del miocardio es su capacidad para generar contracciones sincrónicas y separadas de las aurículas y los ventrículos. Así, la propagación del estímulo cardíaco desde las aurículas a los ventrículos permite que la contracción de las aurículas preceda a la de los ventrículos y proporciona un desfase de tiempo que permite el paso de sangre desde las aurículas a los ventrículos.

Durante la propagación de la onda de excitación se pierde el potencial negativo normal del interior de la fibra muscular y el potencial de membrana se invierte, es decir, se vuelve ligeramente negativo en el exterior (Figura 3). Durante la propagación del estímulo a través de la masa auricular o ventricular, se van creando zonas con células musculares despolarizadas frente a otras en las que las células están todavía en reposo, lo que produce diferencias de potencial extracelulares que dan lugar a un campo eléctrico. Debido al gran número de células implicadas, la corriente que fluye durante la actividad sincrónica de las células cardíacas puede detectarse por pequeños cambios de potencial en distintos puntos por todo el cuerpo.

Figura 3 Trazado en donde se registra la onda de despolarización (A y B) y la onda de repolarización (C y D) de una fibra muscular cardíaca.



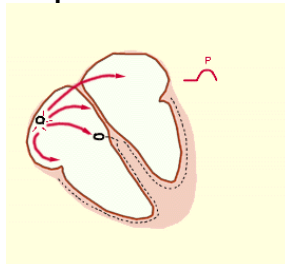
Si se colocan unos electrodos sobre la piel a uno y otro lado del corazón, pueden registrarse las diferencias de voltaje, que es un reflejo de la actividad eléctrica del corazón en su funcionamiento habitual, registrarse fácilmente y analizarse después. El trazado de tales registros se conoce como electrocardiograma (ECG).

Generación y Registro de la Señal ECG

A continuación se realiza una breve descripción de los fenómenos básicos que aparecen en un electrocardiograma real. El sistema de conducción eléctrica del corazón está formado por haces musculares especializados en la conducción eléctrica como si se tratara de conductores metálicos que distribuyen la energía a las células miocárdicas contráctiles.

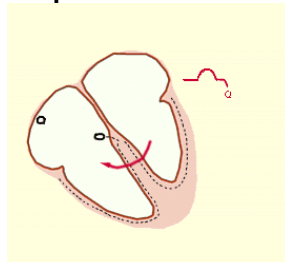
La Onda P: Representa la despolarización de las aurículas. Tiene una morfología redondeada, con una duración máxima de 0.10s (2.5mm) y un voltaje de de 0.25 mV (2.5 mm). Es positiva en todas las derivaciones salvo en la aVR del plano frontal que es negativa, y en la derivación V1 del plano horizontal (Figura 4).

Figura 4 Representación de la Onda P



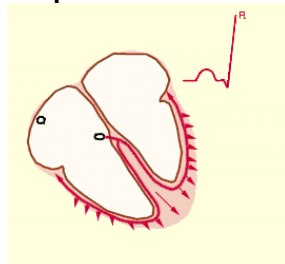
Onda Q: La deflexión negativa inicial resultante de la despolarización ventricular, que precede una onda R (Figura 5). La duración de la onda Q es de 0,010 - 0,020 seg no supera normalmente 0,30 seg.

Figura 5 Representación de la Onda Q



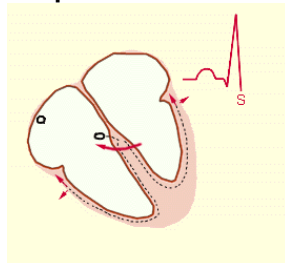
Onda R: La primera deflexión positiva durante la despolarización ventricular (Figura 6).

Figura 6 Representación de la Onda R



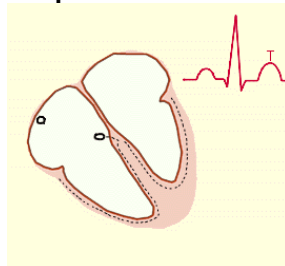
Onda S: La segunda deflexión negativa durante la despolarización ventricular (Figura 7).

Figura 7 Representación de la Onda S



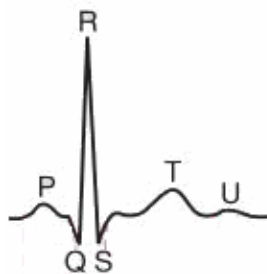
Onda T: Es la Deflexión lenta producida por la repolarización ventricular (Figura 8).

Figura 8 Representación de la Onda T



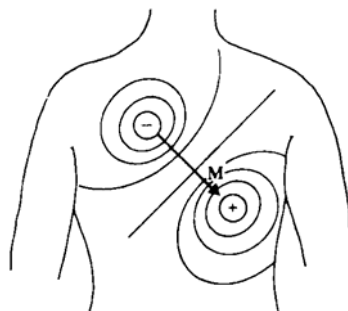
Onda U: Es una onda habitualmente positiva, de escaso voltaje, que se observa sobre todo en las derivaciones precordiales y que sigue inmediatamente a la onda T. Se desconoce su origen exacto, aunque algunos postulan que se debe a la repolarización de los músculos papilares (Figura 9).

Figura 9 Representación de la Onda U



En el electrocardiograma se miden los potenciales de acción entre varios puntos de la superficie de un volumen conductor. Para simplificar su medida se ha desarrollado un modelo simple para representar la actividad eléctrica del corazón. En este modelo, el corazón consiste en un dipolo eléctrico localizado en el tórax, como se muestra en la Figura 10. Este campo particular y el dipolo que produce representan la actividad eléctrica del corazón en un instante específico. En un instante posterior el dipolo puede cambiar su orientación y magnitud, por lo tanto puede causar cambios en el campo eléctrico. Una vez aceptado este modelo, se puede representar este campo eléctrico por el momento bipolar M, conocido como vector cardíaco. En el progreso del ciclo cardíaco la magnitud y dirección de M varían porque el dipolo eléctrico varía.

Figura 10 Representación de la actividad eléctrica del corazón mediante un dipolo eléctrico

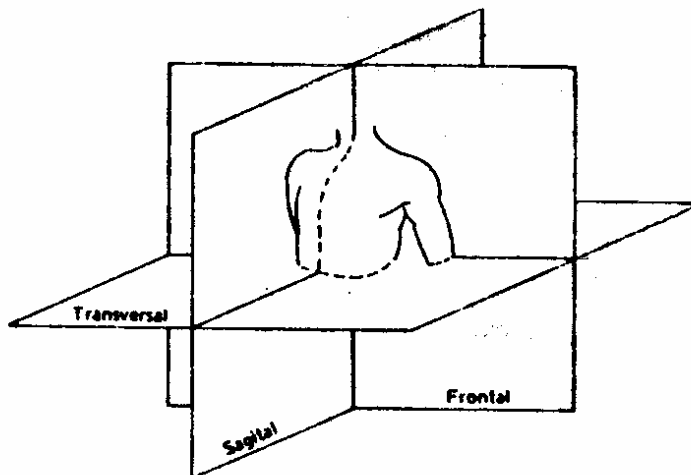


Los potenciales eléctricos generados por el corazón atraviesan el cuerpo y aparecen en su superficie. Por lo tanto se determinan diferencias de potencial ubicando electrodos en la superficie del cuerpo y

midiendo el voltaje entre ellos, obteniendo de esta forma proyecciones del vector M. Si dos electrodos son ubicados en diferentes líneas equipotenciales del campo eléctrico del corazón, se medirá una diferencia de potencial distinta de cero. Pares de electrodos diferentes ubicados en distintos sitios generalmente producen diferentes resultados por la dependencia espacial del campo eléctrico del corazón. Para esto es importante mantener cierto estándar de posiciones para la evaluación clínica de la señal ECG.

Para obtener la actividad cardiaca completa, se considera que los potenciales cardíacos se proyectan a lo largo de los ejes existentes en cada uno de los tres planos de referencia, el plano frontal, el plano sagital y el plano transversal (Figura 11). Se realizan varios registros o derivaciones tomadas en el plano frontal y en el plano transversal.

Figura 11 Planos Sagital, Frontal y Transversal



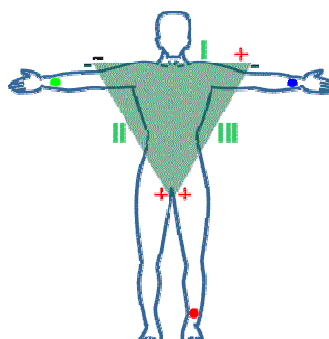
Plano Frontal

Estas derivaciones son de tipo bipolares y monopolares. Las bipolares creadas por Willen Einthoven registran la diferencia de potencial eléctrico que se produce entre dos puntos. Se obtienen tres derivaciones básicas en el plano frontal: cuando los electrodos se ubican en el brazo derecho (RA), brazo izquierdo (LA) y la pierna izquierda LL.

Como resultado de estas derivaciones se obtienen los vectores I, registro entre LA y RA, II como registro entre LL y RA y el III entre LL y LA. Estos vectores pueden aproximarse a un triángulo equilátero, conocido como triángulo de Einthoven, en el plano frontal del cuerpo como se muestra en la Figura 12. Es posible así obtener el vector eléctrico frontal para cualquier instante del ciclo cardíaco.

Una derivación adicional en el plano frontal, usada comúnmente, se llamada derivación unipolar y es el promedio de señales que provienen de dos o más electrodos. Esta derivación es la llamada el electrodo de referencia o "Terminal Central de Wilson", el voltaje en este nodo es el promedio de los voltajes en tres electrodos ubicados en los tres miembros mencionados anteriormente conectados a través de una resistencia de 5 M Ω , tomando como referencia de tierra un electrodo puesto en la pierna derecha (RL).

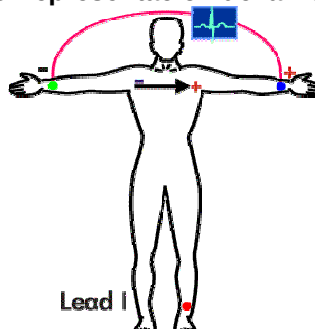
Figura 12 Triángulo de Einthoven



Para su registro se colocan 4 electrodos: Brazo derecho RA, Brazo izquierdo LA, Pierna Izquierda LL. Son 3 y se denominan DI, DII, DIII.

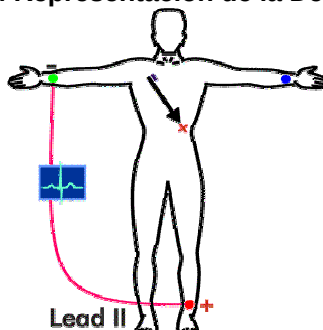
DI: Registra la diferencia de potencial entre el brazo izquierdo polo positivo y el derecho (polo negativo) (Figura 13).

Figura 13 Representación de la Derivación I



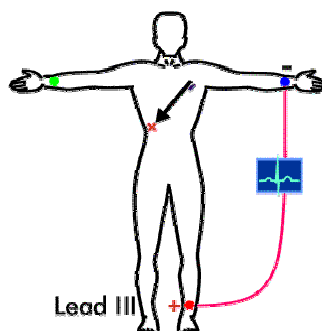
DII: Registra le diferencia de potencial que existe entre la pierna izquierda (polo positivo) y el brazo derecho (polo negativo) (Figura 14).

Figura 14 Representación de la Derivación II



DIII: Registra la diferencia del potencial que existe entre la pierna izquierda (polo positivo) y el brazo izquierdo (polo negativo) (Figura 15).

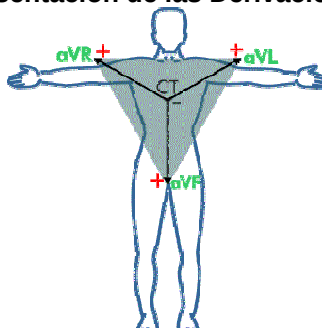
Figura 15 Representación de la Derivación III



Derivaciones Monopolares

Las derivaciones monopolares registran el potencial total en un punto del cuerpo. Ideado por Frank Wilson y para su registro unió a las tres derivaciones del triangulo de Einthoven, cada una a través de la resistencia de un punto ó una central Terminal de Wilson donde el potencial eléctrico es cercano a cero. Esta se conecta a un aparato de registro del que salía el electrodo explorador, el cual toma el potencial absoluto (V): Brazo derecho (VR), Brazo izquierdo (VL), Pierna izquierda (VF) (Figura 16).

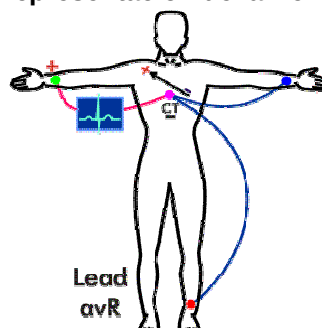
Figura 16 Representación de las Derivaciones Aumentadas



Goldberger modifico ese sistema consiguiendo aumentar la onda hasta en un 50% y de aquí que estas derivaciones se llamen aVR, aVL, aVF, donde la a significa ampliada ó aumentada.

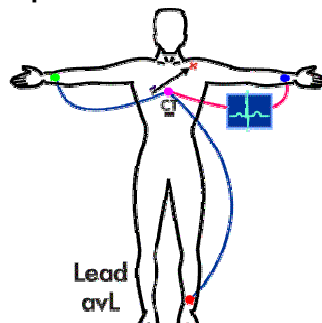
aVR: Brazo derecho (+) y Brazo izquierdo + Pierna Izquierda (-) (Figura 17).

Figura 17 Representación de la Derivación aVR



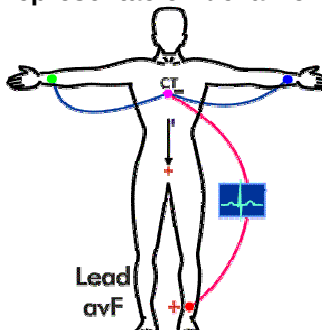
aVL: Brazo izquierdo (+) y Brazo derecho + Pierna Izquierda (-) (Figura 18).

Figura 18 Representación de la Derivación aVL



aVF: Pierna izquierda (+) y Brazo derecho + Brazo izquierdo (-) (Figura 19).

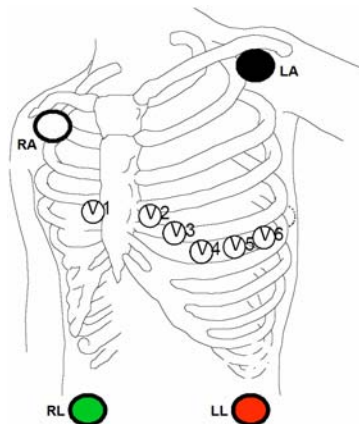
Figura 19 Representación de la Derivación aVF



Plano Transversal

Las derivaciones del plano Horizontal son derivaciones verdaderamente mono o unipolares, pues comparan la actividad del punto en que se coloca el electrodo a nivel precordial (Electrodo explorador) contra la suma de los tres miembros activos o Central Terminal (LL+LA+RA, que da como resultado 0) (Figura 20).

Figura 20 Derivaciones Precordiales



La localización precordial de los electrodos es la siguiente:

V1: intersección del 4to espacio intercostal derecho con el borde derecho del esternón.
V2: intersección del 4to espacio intercostal izquierdo con el borde izquierdo del esternón.
V3: a mitad de distancia entre V2 y V4
V4: intersección del 5to espacio intercostal izquierdo y línea medio clavicular.
V5: intersección del 5to espacio intercostal izquierdo y línea axilar anterior.
V6: Intersección del 5to espacio intercostal izquierdo y línea axilar anterior.

Patologías

Entre las patologías más importantes se tienen:

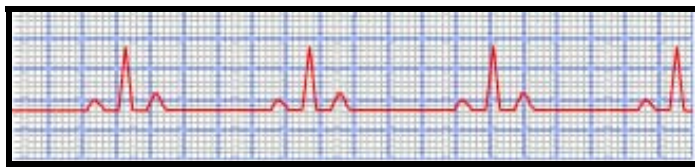
Ritmo Sinusal Regular: Es el ritmo más común en el adulto con pulsaciones entre 60 – 100 latidos por minuto. El complejo QRS es casi siempre estrecho y la onda P es positiva en la Derivación II (Figura 21).

Figura 21 Ritmo Sinusal Regular



Bradicardia Sinusal: Un ritmo con una frecuencia con menos de 50 latidos por minuto. Bradicardia con pulsaciones con más de 50 por minuto pueden ser toleradas muy bien en personas saludables (Figura 22).

Figura 22 Bradicardia Sinusal



Taquicardia Sinusal: Este ritmo ocurre muy a menudo como resultado de la estimulación excesiva del sistema nervioso simpático (dolor, fiebre, incremento en la demanda de oxígeno o hipovolemia). Esta taquicardia casi siempre presenta un complejo QRS estrecho. Las pulsaciones tienden a limitarse a menos de 150 latidos por minuto (Figura 23).

Figura 23 Taquicardia Sinusal



Arritmia Sinusal: Es un ritmo benigno que se ve a menudo en niños y no es tan común en adultos de edad avanzada. La típica irregularidad de esta arritmia es asociada con la función respiratoria. Con la

inspiración, los latidos incrementan y con la expiración. Un complejo QRS estrecho y una onda P positiva en la Derivación-II es lo más común (Figura 24).

Figura 24 Arritmia Sinusal



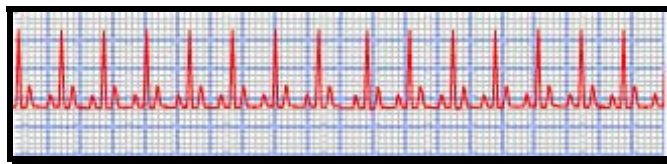
Bloqueo nodal senoauricular (SA): Ocurre cuando los impulsos del nódulo SA son bloqueados y la aurícula no se puede despolarizar. Mientras el nódulo genera impulsos irregularmente, los tejidos alrededor del nódulo SA no permiten la conducción de estos impulsos. La gravedad de esta arritmia es dependiente de la frecuencia y la duración del bloqueo (Figura 25).

Figura 25 Bloqueo nodal senoauricular



Taquicardia Auricular: Es una arritmia ominosa cuando las pulsaciones oscilan entre 170 y 230 por minuto. Dos características principales que ayudan a reconocer esta arritmia son su regularidad y los complejos QRS son estrechos. En individuos en reposo, una taquicardia con pulsaciones de más de 150 por minuto y complejo QRS estrechos es mayormente una taquicardia de origen auricular (Figura 26).

Figura 26 Taquicardia Auricular



Fibrilación Auricular: Un ritmo caótico con reconocibles complejos QRS. La irregularidad de este ritmo y la ausencia de ondas P son características principales para reconocer esta arritmia. El ritmo caótico auricular produce ondulaciones muy finas (ondas Fibrilatorias) que fácilmente se ven entre los complejos QRS (Figura 27).

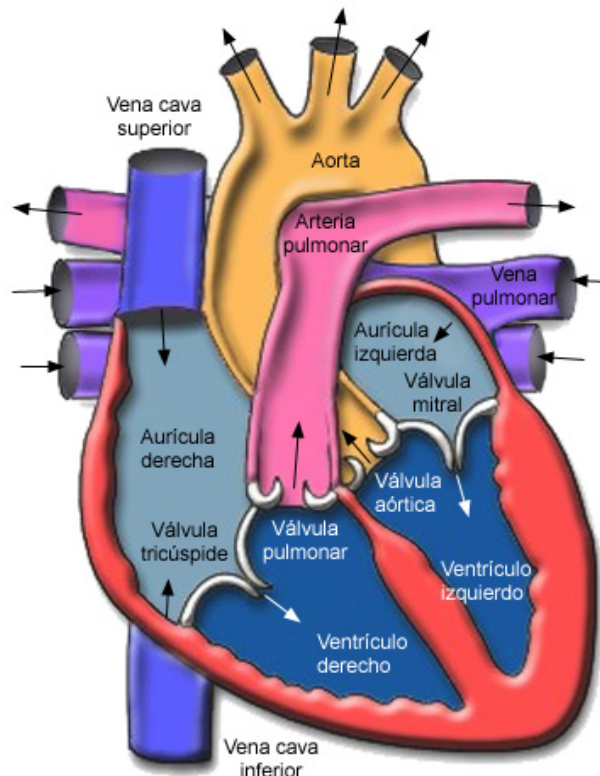
Figura 27 Fibrilación Auricular



FONOCARDIOGRAFIA

El corazón esta 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. (Figura 28).

Figura 28 Corazón

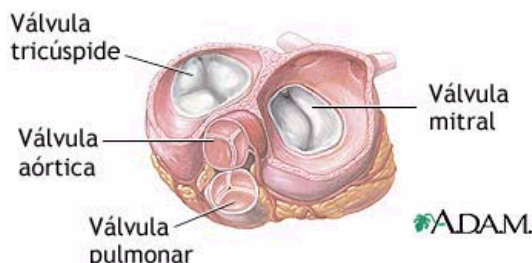


El corazón se encuentra entre los pulmones en el centro del pecho, detrás y levemente a la izquierda del esternón. Una membrana de dos capas, denominada «pericardio» envuelve el corazón como una bolsa. La capa externa del pericardio rodea el nacimiento de los principales vasos sanguíneos del corazón 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.

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 impeler 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 29).

Figura 29 Anatomía de las Válvulas Cardíacas



La válvula tricúspide controla el flujo sanguíneo entre la aurícula derecha y el ventrículo derecho.

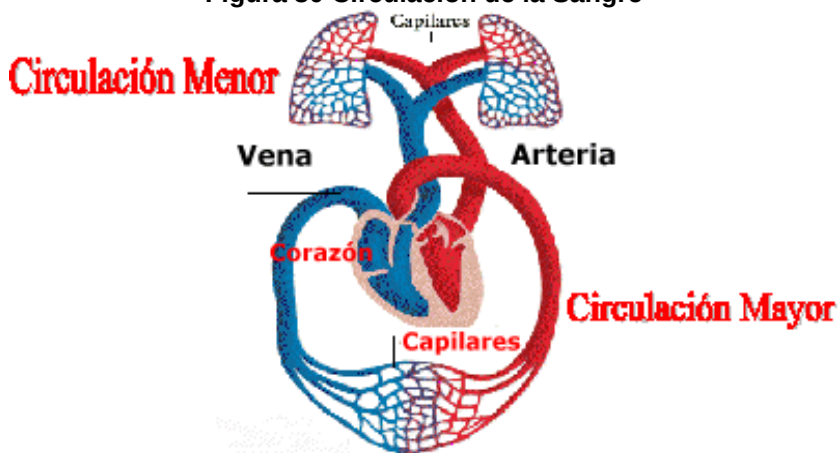
La válvula pulmonar controla el flujo sanguíneo del ventrículo derecho a las arterias pulmonares, las cuales transportan la sangre a los pulmones para oxigenarla.

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.

La circulación sanguínea del corazón sucede de la siguiente manera: (Ver Figura 30) la sangre pobre en oxígeno y sobrecargada de anhídrido carbónico proveniente de todo el organismo llega a la aurícula derecha a través de las venas más grandes: vena cava superior e inferior. Cuando la aurícula derecha se llena; se abre la válvula tricúspide e impulsa la sangre hacia el ventrículo derecho.

Figura 30 Circulación de la Sangre



Cuando el ventrículo derecho se llena, la bombea a través de la válvula pulmonar hacia las arterias pulmonares para que la sangre llegue a los pulmones. En estos, la sangre fluye a través de tejidos capilares que rodean los sacos de aire, absorbiendo oxígeno, liberando anhídrido carbónico que luego se exhala. La sangre ya rica en oxígeno circula por las venas pulmonares hasta la aurícula izquierda.

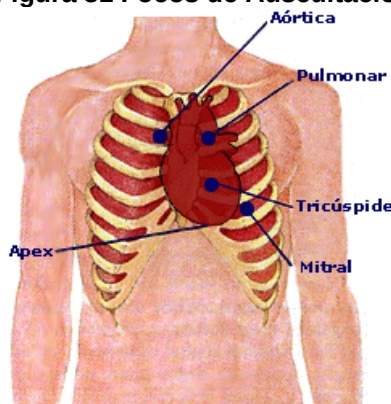
Cuando la aurícula izquierda se llena, a través de la válvula mitral, la sangre rica en oxígeno pasa al interior del ventrículo izquierdo.

Cuando el ventrículo izquierdo se llena, impulsa la sangre a través de la válvula aórtica hacia la aorta, que es la arteria más grande del cuerpo. Esta sangre rica en oxígeno abastece a todo el organismo, excepto los pulmones.

Origen del Sonido Cardíaco. Los fenómenos acústicos, normalmente advertibles, están producidos bien por la contracción de la musculatura cardíaca, y por el cierre de las válvulas de los orificios auriculoventriculares y arteriales. En la fase sistólica se distingue un componente muscular y uno valvular; en la fase diastólica actúa un componente arterial y valvular. La contracción auricular, habitualmente no produce fenómenos acústicos advertibles. Cada sístole cardíaca produce dos tonos: el primero correspondiente a la contracción de los ventrículos, que al generar el empuje del contenido sanguíneo sobre las válvulas que comunican las aurículas con los ventrículos producen un pandeo al cierre de las mismas, y el segundo al cierre de las válvulas semilunares de los orificios arteriales aórtico y pulmonar.

Los tonos se escuchan en determinados puntos del tórax, llamados focos de auscultación (Ver Figura 31); el foco mitral, sobre la región del latido de la punta (y en el que se tiene en cuenta principalmente la actividad del ventrículo izquierdo); el foco pulmonar, en el segundo espacio intercostal izquierdo, en las proximidades del esternón (en el que se advierte la actividad de la válvula pulmonar y en parte la de la aórtica); y el foco aórtico, en el extremo esternal del segundo espacio intercostal derecho (en el que se advierte la actividad aórtica). A estos focos se une habitualmente la auscultación sobre el centrum cordis (en el extremo esternal del cuarto y tercer espacio intercostal izquierdo); existen además otros puntos de auscultación externos a la superficie de proyección cardíaca, que pueden estar en todas las regiones del tórax.

Figura 31 Focos de Auscultación



La contracción de los ventrículos es simultánea, por lo que existirá una fusión de los fenómenos acústicos en un solo primer tono e igualmente simultáneo es el cierre de las válvulas arteriales, por lo que se ausculta un solo segundo tono.

Sobre los focos de la punta (mitral, tricúspide) el primer tono es autóctono, el segundo se transmite a la base, debiéndose esto al cierre de las válvulas de los orificios arteriales; en los focos de la base (aórtica, pulmonar), los tonos son de origen local. El primer tono tiene un componente debido a la contracción miocárdica, acústicamente menor, que es más un rumor que un tono, debido a la

irregularidad de las vibraciones producidas por las fibras musculares que se contraen y a un componente valvular para el cierre de las válvulas auriculoventriculares (tricúspide y mitral), que producen vibraciones regulares y, por tanto, un verdadero tono. Este tono se advierte en correspondencia de los focos de auscultación de la parte inferior del corazón (mitral, tricúspide y centrum cordis); más hacia arriba, hacia la base, se auscultarán los tonos debidos a la actividad arterial (focos de auscultación aórtico y pulmonar), y donde el primer tono se debe a la rápida expansión de la pared arterial que vibra bajo el impulso imprevisto de la onda esfígmica, consecutiva a la sístole ventricular, y el segundo tono, que es debido a la expansión de la onda esfígmica contra las cúspides valvulares sigmoideas, que simultáneamente se ponen en tensión y, por tanto, vibran.

El líquido (sangre), que corre con una cierta presión en un sistema de cavidades y de tubos comunicantes entre sí, pero no con el exterior, puede sufrir variaciones de velocidad y de cantidad a lo largo de su recorrido; estas variaciones le pueden imprimir una mayor velocidad o un enlentecimiento, una vía distinta a la normal y una progresión modificada, todas ellas circunstancias que pueden, a su vez, producir fenómenos acústicos.

Es una ley general (definida por Concato y Bacceli en el siglo actual) que la difusión de los ruidos circulatorios suele ser siguiendo la dirección de la corriente sanguínea o bien el curso de los huesos, que son óptimos conductores de las vibraciones.

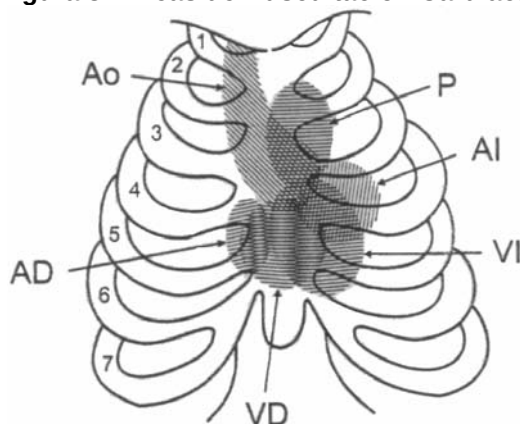
El primer ruido dura cerca de 0.15 segundos y su frecuencia es de 25 a 45Hz; es suave cuando la frecuencia cardíaca es baja, debido a que los ventrículos se llenan bien con sangre y las valvas de las válvulas auriculoventriculares flotan juntas antes de la sístole. El segundo ruido dura cerca de 0.12 segundos, con una frecuencia de 50Hz; es fuerte y claro cuando la presión diastólica en la aorta o en la arteria pulmonar está elevada, haciendo que las válvulas respectivas se cierren de manera brusca al final de la sístole.

Auscultación Cardíaca. 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 cardíaca debido a las características de los ruidos cardíacos. La auscultación cardíaca 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 cardíaca que se describe en la Figura 32.

Soplos Cardíacos. Son sonidos que tienen vibraciones de diferentes frecuencias y pueden existir predominando de bajo tono (retumbo), de alto tono (fenómenos soplantes). Generalmente resultan de un gradiente que genera una velocidad de flujo suficiente para producir borbollones o turbulencia y éstos son considerados como las causas de estos soplos. Se clasifican sobre la base de su sincronización como sistólicos, diastólicos y continuos.

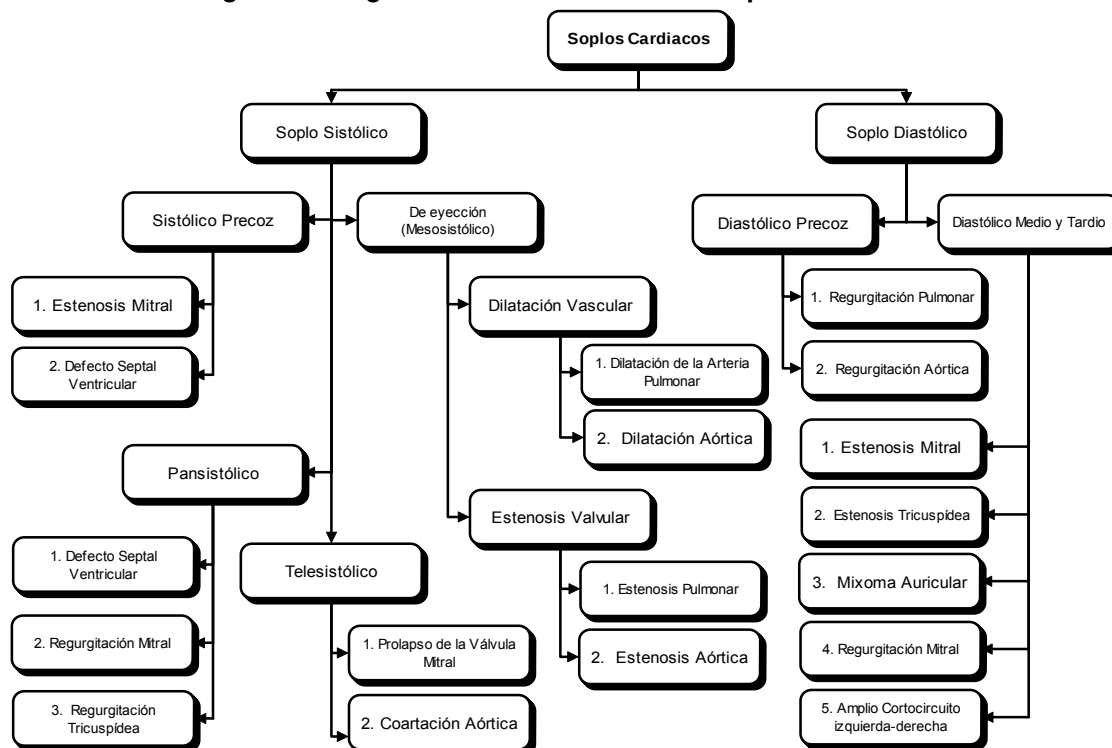
Las causas principales de soplos cardíacos, pero sin duda no las únicas, son las cardiopatías valvulares. Cuando el orificio de una válvula se ha estrechado (estenosis), el flujo de dirección normal a través de ésta se acelera y es turbulento. Cuando una válvula es insuficiente, la sangre fluye a su través en dirección retrógrada (insuficiencia o regurgitación), de nuevo a través de un orificio estrecho que acelera el flujo. El momento (sistólico o diastólico) de producción del soplo a causa de estenosis o insuficiencia, de cualquier válvula particular se puede predecir con el conocimiento de los acontecimientos mecánicos del ciclo cardíaco.

Figura 32 Áreas de Auscultación Cardíaca



Los soplos que se deben a enfermedades de una válvula particular pueden escucharse, en general, mejor cuando el estetoscopio está sobre la válvula en cuestión; así, los soplos ocasionados por trastornos de las válvulas aórtica y pulmonar suelen escucharse mejor en la base del corazón, los soplos debido a enfermedad mitral suelen escucharse mejor a nivel del vértice. Hay otros aspectos relacionados con la duración, carácter, acentuación y transmisión del sonido, que ayudan a localizar su origen en una u otra válvula. El resultado de los soplos puede ser de orden Sistólico y Diastólico, como se observa en la Figura 33.

Figura 33 Diagnóstico Diferencial de los Soplos Cardíacos





**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

Regurgitación mitral crónica. Es un trastorno progresivo o de largo plazo en el cual la válvula mitral, que separa la cámara superior izquierda del corazón de la cámara inferior izquierda no cierra de manera apropiada. Esto hace que la sangre se filtre desde el ventrículo izquierdo a la aurícula izquierda durante el movimiento sistólico.

Regurgitación mitral aguda. Es un trastorno en el cual la válvula cardiaca mitral de manera súbita no cierra adecuadamente, permitiendo que la sangre se filtre a la aurícula izquierda cuando se contrae el ventrículo izquierdo. La regurgitación es causada por trastornos que debilitan o lesionan la válvula o sus estructuras de soporte.

La regurgitación mitral aguda puede ser el resultado de una disfunción o de una lesión en la válvula después de que se ha presentado un infarto cardíaco o después de una endocarditis infecciosa. Estas condiciones pueden ocasionar el rompimiento de la válvula, el músculo papilar o la cuerda tendinosa. La ruptura de estas estructuras hace que los pliegues de la válvula se prolapsen o protruyan hacia la aurícula, dejando una abertura para que se produzca el contraflujo sanguíneo.

Estenosis mitral. Es un trastorno caracterizado por el estrechamiento u obstrucción de la válvula mitral, la cual separa las cámaras inferior y superior del lado izquierdo del corazón. Esto impide el flujo sanguíneo adecuado entre la aurícula izquierda y el ventrículo izquierdo. El estrechamiento de la válvula mitral impide que la válvula se abra apropiadamente y obstruya el flujo sanguíneo de la aurícula izquierda hacia el ventrículo izquierdo. Esta situación puede reducir la cantidad de sangre que irriga el cuerpo. La aurícula aumenta de tamaño a medida que se ejerce presión sobre ella y la sangre puede fluir de nuevo a los pulmones, causando un edema pulmonar.

Regurgitación aórtica. Tiene forma decreciente, iniciándose en el segundo Sonido Cardíaco, aunque la primera parte del soplo es creciente debido al cambio de gradientes de presión. Es de alta tonalidad y se ausculta más fuerte en el borde esternal izquierdo; se disminuye cuando se acerca al ápex y se vuelve más rudo cuando se acerca a la axila y en ocasiones sólo se ausculta en la axila o en el ápex.

Estenosis aórtica. La aorta es la arteria grande que se origina en el ventrículo izquierdo del corazón. La estenosis aórtica es el estrechamiento u obstrucción de la válvula aórtica del corazón que no permite que ésta se abra adecuadamente, obstruyendo el flujo sanguíneo desde el ventrículo izquierdo a la aorta. La estenosis aórtica es causada por muchos trastornos, uno de los cuales es la fiebre reumática. Las otras causas son la calcificación de la válvula y las anomalías congénitas.

Insuficiencia Aórtica. Es una enfermedad de la válvula cardiaca en la cual la válvula aórtica se debilita o se abomba, impidiendo que dicha válvula cierre bien, lo cual produce un subsecuente reflujo de sangre desde la aorta hasta el ventrículo izquierdo. La insuficiencia aórtica puede ser producto de cualquier condición que debilite la válvula aórtica.

Regurgitación tricúspide. Es un trastorno que consiste en el reflujo de sangre a través de la válvula tricúspide que separa el ventrículo derecho de la aurícula derecha. Esto ocurre durante la contracción del ventrículo derecho y es causado por el daño a la válvula tricúspide del corazón o un agrandamiento del ventrículo derecho. La causa más común de regurgitación tricúspide no es el daño a la válvula en sí, sino el agrandamiento del ventrículo derecho, que puede ser una complicación de cualquier problema que cause insuficiencia ventricular derecha.

Estenosis pulmonar. Es una condición que generalmente se presenta al momento del nacimiento y en la cual el flujo sanguíneo del ventrículo derecho del corazón se obstruye al nivel de la válvula

pulmonar. La causa más común de la estenosis pulmonar es una malformación durante el desarrollo fetal, en la cual se puede presentar una reducción o estrechamiento en la válvula pulmonar o por debajo de esta, en la arteria pulmonar.

Partes del oído humano.

Figura 34 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 |

El oído externo. El oído externo está compuesto por la oreja, el canal auditivo y va hasta el tímpano. La oreja es conocida también como aurícula o pinna. El tímpano es conocido también como la membrana timpánica. El oído externo protege al oído medio y al oído interno.

El oído medio. El oído medio está compuesto por tres pequeños huesos y el tubo de Eustaquio. El Tubo de Eustaquio conecta al oído medio y a la parte trasera de la garganta. Este se abre y se cierra para hacer que la presión sea igual entre el oído interno y el externo. Los tres pequeños huesos conectan el tímpano con el oído interno. Los tres huesitos son llamados: el martillo (malleus), el yunque (incus) y el estribo (stapes).

El oído interno. El oído interno está compuesto por el aparato vestibular y la coclea. El aparato vestibular está formado por tres canales entrelazados. Estos son los encargados de controlar el balance. La coclea convierte los sonidos en señales eléctricas que luego son enviadas al cerebro. La coclea tiene forma de espiral.

Trayectoria del sonido para su interpretación cerebral. Los sonidos se mueven desde afuera al oído externo. El oído externo pasa el sonido al oído medio. El oído medio pasa el sonido al oído interno. El sonido hace que el tímpano vibre como un tambor. Las vibraciones pasan a través de los tres pequeños huesitos (el martillo, el yunque y el estribo) por detrás del tímpano. Los huesitos pasan las vibraciones al oído interno. Las vibraciones van a la coclea en el oído interno. Unas células pequeñísimas en la coclea recogen las vibraciones. Estas células convierten esas vibraciones en señales eléctricas. Las señales eléctricas son enviadas al nervio auditivo, y luego al cerebro. El cerebro es el que decide cuál es el sonido que esta escuchando. La corteza auditiva es la parte del cerebro donde las señales son almacenadas junto con otra información. Esa otra información puede ser lo que se ve, los recuerdos y memorias. Esto ayuda a "saber" que es lo que se esta oyendo.

TEMPERATURA



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

Es el equilibrio entre la producción de calor por el cuerpo y su pérdida. El centro termorregulador está situado en el hipotálamo. Cuando la temperatura sobrepasa el nivel normal se activan mecanismos como vasodilatación, hiperventilación y sudoración que promueven la pérdida de calor. Si por el contrario, la temperatura cae por debajo del nivel normal se activan mecanismos como aumento del metabolismo y contracciones espasmódicas que producen los escalofríos.

La temperatura es un índice de muy importante de la condición del paciente debido a que la presencia de fiebre puede ser producida por una infección lo que es un indicador de enfermedad. También la fiebre puede ser producida por la destrucción de los tejidos de la piel al haber sido estos expuestos al sol durante un largo periodo.

Temperatura corporal.

La temperatura del interior del organismo varía durante el día, regulada por el Hipotálamo. Localizado en el cerebro, éste actúa como un termostato extremadamente sensible. La temperatura normal es producto del calor generado por los procesos metabólicos y de la actividad muscular (disminuido de 3 a 4 de la madrugada y un máximo en las horas de la noche), de ahí se entiende porque la temperatura en los niños en constante crecimiento y actividad es un poco mayor conforme menor es la edad, como también que algunos factores tales como los climas cálidos, ingerir líquidos calientes, el ejercicio o la vestimenta, pueden alterarla. Cuando el termostato es activado por pequeñas moléculas, llamadas pirógenos, liberadas por virus, bacterias u otros elementos se produce fiebre.

La mayoría de los tejidos y órganos del cuerpo funcionan mejor cuando se mantienen a una temperatura relativamente constante, cercana a los 37°C. Con frecuencia es uno o dos grados menor en la mañana y puede aumentar varios grados después del ejercicio intenso. Entre las temperaturas ambientales extremas de 15°C y 54°C el cuerpo desnudo es capaz de mantener una temperatura corporal "central" normal muy cercana a los 37°C, por esto se dice que el ser humano es un animal Homeotermo, es decir, que mantiene siempre una temperatura corporal constante.

Los órganos centrales del organismo, como el corazón, los pulmones, las vísceras abdominales y el cerebro presentan temperatura de 37°C. Pueden considerarse que estos órganos están contenidos en una envoltura de tejidos periféricos de aproximadamente 2.5 cm de espesor que incluyen principalmente la piel y la grasa subcutánea, los tejidos periféricos (por ejemplo, piel, músculos) generalmente son más fríos que las temperaturas viscerales y están sometidas a variaciones mucho más amplias.

La temperatura de la superficie corporal varía en diferentes regiones de la piel pero normalmente es intermedia entre la temperatura corporal central y la del ambiente circulante, aunque la evaporación rápida del sudor puede reducirla por debajo de ambas.

La temperatura cutánea, a diferencia de la temperatura central, puede fluctuar entre 20°C y 40°C sin daño. No obstante, las exposiciones prolongadas al frío o a ambientes cálidos que producen temperaturas cutáneas locales tan bajas como 18°C o tan elevadas como 45°C habitualmente se asocian a dolor corporal y lesión.

Regulación de la Temperatura: Para lograr la regulación de la temperatura corporal se utilizan dos sistemas diferentes: Regulación a través del comportamiento, que implica el empleo consiente de la inteligencia para promover el bienestar térmico y Regulación fisiológica utilizando las respuestas involuntarias del sentido de la temperatura corporal, producción del calor y mecanismos de control.

Si la temperatura corporal registrada es alta, de inmediato se ponen en marcha los mecanismos necesarios para disminuirla: vasodilatación cutánea (los vasos sanguíneos que irrigan la piel se dilatan permitiendo la acumulación de sangre y la pérdida de calor a través de la piel); la sudoración o transpiración cutánea que aparte de humedecer la piel y refrescarla contiene una sustancia (bradiquinina) que ocasiona mayor vasodilatación; y por último la polipnea o aumento de la frecuencia respiratoria, que también permite el enfriamiento del cuerpo. Si por el contrario lo que se detecta es una disminución de la temperatura, se ponen en marcha mecanismo que tienden a aumentarla, como el aumento de la secreción de hormonas (tiroideas, hipotalámicas y suprarrenales), la vasoconstricción cutánea (es decir, la disminución del calibre de los vasos sanguíneos que irrigan la piel) y el temblor, que al aumentar la actividad muscular incrementa la producción hasta en un 50 por ciento.

Fiebre.

La palabra Fiebre deriva del latín febris y se define como la elevación de la temperatura por encima de la variación diaria normal, cuyo mecanismo consiste en un reajuste al alza del centro termorregulador, y se reserva para la temperatura mayor de 38°C; febrícula define la temperatura entre 37-38°C. La temperatura resulta del balance entre la producción y la pérdida del calor, controlado por el centro termorregulador situado en el hipotálamo anterior. El calor se genera a través de la producción endógena en los procesos metabólicos.

Sitios para la obtención

Oral: sublingual utilizando el clásico termómetro de mercurio durante un tiempo aproximado de cuatro minutos. Se debe tener en cuenta la última ingesta; se puede tomar la temperatura mínimo 15 minutos después de la ingesta. La temperatura oral se puede medir en todos los pacientes, excepto, en los que están inconscientes, sufren confusión mental, convulsiones, afecciones de nariz, boca o garganta y los niños menores de 6 años.

Rectal: lubricar el termómetro y proteger la intimidad del paciente. El resultado tiende a ser 0,5 a 0,7°C mayor que la temperatura oral. La temperatura rectal es recomendable para el paciente menor de 6 años, a menos, que se le haya practicado cirugía rectal o presente algún tipo de anomalía en el recto.

Axilar: es recomendable en adultos y niños mayores de 6 años; se deja el termómetro durante cinco minutos. El resultado es 0,5°C menor que la temperatura oral.

Valores Normales

En la tabla 1, se muestra los valores normales de temperatura según la edad.

Tabla 1 Valores normales de temperatura

Edad	Grados centígrados (°C)
Recién nacido	36,1 – 37,7
Lactante	37,2
Niños de 2 a 8 años	37,0
Adulto	36,0 – 37,0

Factores que varían la temperatura

Edad: los niños son más susceptibles a las variaciones climáticas. En los ancianos la hipotermia se da por la pérdida de grasa subcutánea, dieta inadecuada, cese de actividad y disminución de los controles termorreguladores.

Ejercicio: por aumento en la producción de calor.



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



Hormonas: en las mujeres la progesterona secretada durante la ovulación aumenta la temperatura.

Estrés: la estimulación del sistema nervioso simpático aumenta el metabolismo y la producción de calor.

Medio ambiente: las variaciones extremadas de la temperatura ambiental alteran los sistemas termorreguladores de las personas.

Hallazgos anormales

Pirexia o hipertermia: temperatura por encima del límite superior normal. Se presenta aumento de la frecuencia cardíaca, escalofríos, piel pálida y fría y lechos ungüeaes cianóticos, por vasoconstricción.

Hipotermia: temperatura corporal por debajo del límite inferior normal. Se puede presentar somnolencia e incluso coma, lo cual, favorece la inadecuada producción de calor y la aparición de hipotensión, disminución de la diuresis, desorientación, sensación de frío y piel pálida y fría.

Clasificación de la fiebre

Según la intensidad de la temperatura.

- Febrícula: temperatura hasta 38°C.
- Fiebre moderada: temperatura entre 38 y 39°C.
- Fiebre alta: temperatura superior a 39°C.

Según la forma de la curva térmica.

- Fiebre continua: oscilación diaria inferior a un grado.
- Fiebre remitente: oscilaciones diarias mayores de un grado.
- Fiebre intermitente: la temperatura desciende hasta lo normal, para luego ascender nuevamente.
- Fiebre recurrente: episodios febriles (fiebre por encima de 38,3°C) alternados con periodos de temperatura normal por días o semanas.

FRECUENCIA RESPIRATORIA

Después del corazón, los pulmones son los órganos que mantienen una mayor velocidad de trabajo; en adultos en reposo, la frecuencia respiratoria normal es entre 12 a 18 veces por minuto y puede llegar hasta cifras de 40 ó superiores en caso de enfermedad severa, mientras que en recién nacidos es cercana a 44 por minuto.

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.

Respiración

DEFINICIÓN: La respiración es el proceso mediante el cual se toma oxígeno del aire ambiente y se expulsa el anhídrido carbónico del organismo. El ciclo respiratorio comprende una fase de inspiración y otra de espiración.

La frecuencia respiratoria se mide por observación directa de los movimientos respiratorios del individuo; se cuantifica el número de ciclos de inspiración-espiración durante un minuto.

Fases de la ventilación:

La ventilación es el proceso mecánico de la movilización de aire entre el interior y el exterior de los pulmones para introducir oxígeno al alveólo y expeler anhídrido carbónico. Se afecta por las

propiedades anatómicas de la pared torácica, la cavidad torácica, las vías aéreas superiores e inferiores.

Inspiración: fase activa; se inicia con la contracción del diafragma y los músculos intercostales.

Espiración: fase pasiva; depende de la elasticidad pulmonar.

En condiciones patológicas intervienen los músculos accesorios de la inspiración (escalenos y esternocleidomastoideo) y de la espiración (abdominales).

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.

Recomendaciones para la valoración

- Se valora el patrón respiratorio del paciente. El patrón respiratorio normal se caracteriza por ser suave, regular, con frecuencia de 12 a 20 respiraciones/minuto en el adulto, y presencia de suspiros ocasionales. Normalmente, la respiración no exige esfuerzos y es silenciosa.
- Frecuencia respiratoria: en la tabla 2 se presentan los valores normales de frecuencia respiratoria.

Tabla 2 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 extrema 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.

El proceso de la respiración

En los seres humanos y en otros vertebrados, los pulmones se localizan en el interior del tórax. Las costillas forman la caja torácica, que está delimitada en su base por el diafragma. Las costillas se inclinan hacia adelante y hacia abajo cuando se elevan por la acción del músculo intercostal, provocando un aumento del volumen de la cavidad torácica. El volumen del tórax también aumenta por la contracción hacia abajo de los músculos del diafragma.

En el interior del tórax, los pulmones se mantienen próximos a las paredes de la caja torácica sin colapsarse, debido a la presión que existe en su interior. Cuando el tórax se expande, los pulmones comienzan a llenarse de aire durante la inspiración. La relajación de los músculos tensados del tórax permite que éstos vuelvan a su estado natural contraído, forzando al aire a salir de los pulmones. Se inhalan y se exhalan más de 500 cc de aire en cada respiración; a esta cantidad se denomina volumen de aire corriente o de ventilación pulmonar. Aún se pueden inhalar 3.300 cc más de aire adicional con una inspiración forzada, cantidad que se denomina volumen de reserva inspiratoria. Una vez expulsado este mismo volumen, aún se pueden exhalar 1.000 cc, con una espiración forzada, cantidad llamada volumen de reserva espiratoria. La suma de estas tres cantidades se llama capacidad vital. Además, en los pulmones siempre quedan 1.200 cc de aire que no pueden salir, que se denomina volumen de aire residual o alveolar.

Los pulmones son rojizos y de forma piramidal, en consonancia con la forma de la cavidad del tórax. No son simétricos por completo, en el pulmón derecho se distinguen tres lóbulos y en el izquierdo dos, el cual presenta una cavidad donde se alberga el corazón. En el medio de cada uno de ellos está la raíz del pulmón, que une el pulmón al mediastino o porción central del pecho. La raíz está constituida por las dos membranas de la pleura, los bronquios, las venas y las arterias pulmonares.

Los bronquios arrancan de los pulmones y se dividen y subdividen hasta terminar en el lobulillo, la unidad anatómica y funcional de los pulmones. Las arterias y las venas pulmonares acompañan a los bronquios en su ramificación progresiva hasta convertirse en finas arteriolas y vénulas de los lobulillos, y éstas a su vez en una red de capilares que forman las paredes de los alvéolos pulmonares. Los nervios del plexo pulmonar y los vasos linfáticos se distribuyen también de la misma manera. En el lobulillo, los bronquiolos se dividen hasta formar los bronquiolos terminales, que se abren al atrio o conducto alveolar. Cada atrio se divide a su vez en sacos alveolares, y éstos en alvéolos.

Los principales centros nerviosos que controlan el ritmo y la intensidad de la respiración están en el bulbo raquídeo y en la protuberancia anular (o puente de Varolio) del tronco encefálico. Las células de este núcleo son sensibles a la acidez de la sangre que depende de la concentración de dióxido de carbono en el plasma sanguíneo. Cuando la acidez de la sangre es alta, se debe, en general, a un exceso de este gas en disolución; en este caso, el centro respiratorio estimula a los músculos



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

respiratorios para que aumenten su actividad. Cuando la concentración de dióxido de carbono es baja, la respiración se ralentiza.

SATURACIÓN PORCENTUAL DE OXIGENO

Es la medición no invasiva del oxígeno transportado por la hemoglobina en el interior de los vasos sanguíneos. Se realiza con un aparato llamado pulsioxímetro o saturómetro.

Los oxímetros de pulso monitorean de forma no invasiva la saturación de oxígeno (expresada como porcentaje o en decimales) de la hemoglobina arterial midiendo los cambios de absorción de luz que resultan de las pulsaciones del flujo de la sangre arterial. Su uso permite el monitoreo continuo e instantáneo de la oxigenación; la detección temprana de hipoxia antes de que ocurran otros signos como cianosis, taquicardia o bradicardia; y reducir la frecuencia de punciones arteriales y el análisis de gases sanguíneos en el laboratorio. Puede ocurrir hipoxia si se administran involuntariamente mezclas hipóxicas de gases durante la anestesia general, si las mangueras de gas se obstruyen durante la operación, si el suministro de oxígeno se interrumpe después de la operación mientras se transporta al paciente al pabellón de recuperación o si un procedimiento o una enfermedad (por ej., anestesia espinal, broncoscopia) bloquea las vías respiratorias u obstaculiza el proceso de respiración; la hipoxia prolongada puede causar daño cerebral irreversible o la muerte.

La oximetría de pulso puede detectar el descenso de los niveles de saturación de oxígeno antes de que ocurra daño y, en general, antes de que aparezcan los signos físicos.

Antes del desarrollo de la oximetría de pulso, los métodos que generalmente se usaban para evaluar la oxigenación de los pacientes eran visuales (por ej., se observaba la palidez o la presencia de cianosis) y el análisis de sangre arterial; ambos métodos tienen inconvenientes considerables. La observación directa no es un indicador uniforme ni fidedigno de hipoxia.

El análisis de sangre arterial, aunque exacto, es invasivo, costoso y lento, y la oxigenación del paciente puede cambiar antes de que se reciban los resultados de laboratorio; además, esta técnica proporciona solo indicios intermitentes de la saturación de la sangre arterial. Los oxímetros de pulso son muy fáciles de comprender y usar y, aunque no han reemplazado el muestreo de sangre arterial, han reducido la frecuencia de los análisis de gases sanguíneos, con lo cual han eliminado muchos procedimientos costosos de laboratorio.

Los oxímetros de pulso proporcionan una evaluación espectrofotométrica de la oxigenación de la hemoglobina (SpO₂) al medir la luz transmitida a través de un lecho capilar, sincronizada con el pulso. El sistema de detección consta de diodos emisores de luz (LED) de una sola longitud de onda, fotodetectores y microprocesadores.

Los oxímetros de pulso se basan en el principio de la absorción diferencial de la luz para determinar el porcentaje de saturación de oxígeno de la hemoglobina en la sangre arterial (SpO₂; este valor se denomina SpO₂ cuando se determina a partir de una muestra de sangre arterial).

INTERPRETACIÓN CLÍNICA

La pulsioximetría mide la saturación de oxígeno en la sangre, pero no mide la presión de oxígeno (PaO₂), la presión de dióxido de carbono (PaCO₂) o el pH. Por tanto, no sustituye a la gasometría en la valoración completa de los enfermos respiratorios. Sin embargo supera a la gasometría en rapidez y en la monitorización de estos enfermos.

INDICACIONES

- Las indicaciones clásicas son las de situaciones que precisan monitorización constante de los gases sanguíneos y se circunscribía a las áreas de cuidados intensivos, medicina de urgencias y anestesia.
- Indicaciones en Atención Primaria:
 - o Evaluación inicial rápida de los pacientes con patología respiratoria tanto en la consulta normal como urgente.
 - o Monitorización continua durante el traslado al hospital de los pacientes inestables por su situación respiratorio y/o hemodinámica.
 - o En la atención domiciliar de pacientes neumológicos.
 - o Es útil, junto a los datos clínicos, para valorar la severidad de una crisis asmática y permitir la monitorización continua.

Se ha sugerido la pulsioximetría como la quinta constante vital, junto con la TA, la frecuencia cardiaca, la frecuencia respiratoria y la temperatura.

LIMITACIONES Y CAUSAS DE ERROR

Los aparatos actuales son muy fiables cuando el paciente presenta saturaciones superiores al 80%. Las situaciones que pueden dar lugar a lecturas erróneas son:

1. Anemia severa: la hemoglobina debe ser inferior a 5 mg/dl para causar lecturas falsas.
2. Interferencias con otros aparatos eléctricos.
3. El movimiento: los movimientos del transductor, que se suele colocar en un dedo de la mano, afecta a la fiabilidad (por ejemplo el temblor o vibración de las ambulancias), se soluciona colocándolo en el lóbulo de la oreja o en el dedo del pie o fijándolo con esparadrapo.
4. Contrastes intravenosos, pueden interferir si absorben luz de una longitud de onda similar a la de la hemoglobina.
5. Luz ambiental intensa: xenón, infrarrojos, fluorescentes
6. Mala perfusión periférica por frío ambiental, disminución de temperatura corporal, hipotensión, vasoconstricción... Es la causa más frecuente de error ya que es imprescindible para que funcione el aparato que existe flujo pulsátil. Puede ser mejorada con calor, masajes, terapia local vasodilatadora, quitando la ropa ajustada, no colocar el manguito de la tensión en el mismo lado que el transductor.
7. La ictericia no interfiere.
8. El pulso venoso: fallo cardíaco derecho o insuficiencia tricuspídea. El aumento del pulso venoso puede artefactar la lectura, se debe colocar el dispositivo por encima del corazón.
9. Fístula arteriovenosa. No hay diferencia salvo que la fístula produzca isquemia distal.
10. La hemoglobina fetal no interfiere.
11. Obstáculos a la absorción de la luz: laca de uñas (retirar con acetona), pigmentación de la piel (utilizar el 5º dedo o el lóbulo de la oreja).
12. Dishemoglobinemias: la carboxihemoglobina (intoxicación por monóxido de carbono) y la metahemoglobina absorben longitudes de onda similares a la oxihemoglobina. Para estas situaciones son necesarios otros dispositivos como CO-oxímetros.

VENTAJAS RESPECTO A LA GASOMETRÍA:

- Proporciona una monitorización instantánea, continua y no invasiva.
- No requiere de un entrenamiento especial. Es fácil de usar.
- Es fiable en el rango de 80-100% de saturación que es el más interesante en la práctica clínica.
- Además informa sobre la frecuencia cardiaca y puede alertar sobre disminuciones en la perfusión de los tejidos.
- Es una técnica barata y existen aparatos portátiles muy manejables.

- La gasometría es una técnica cruenta, que produce dolor y nerviosismo durante la extracción, dando lugar a hiperventilación, lo que puede llevar a sobreestimación de la oxigenación.
- Asequible en Atención Primaria.

DESVENTAJAS RESPECTO A LA GASOMETRÍA:

- La pulsioximetría no informa sobre el pH ni PaCO₂.
- No detecta hiperoxemia.
- No detecta hipoventilación (importante en pacientes respirando aire con concentración elevada de O₂).
- Los enfermos críticos suelen tener mala perfusión periférica.

PRESIÓN ARTERIAL

Conceptos Generales

La sangre fluye por el cuerpo en un complejo sistema de tubos llamados vasos sanguíneos. Los vasos sanguíneos llevan la sangre a todas las partes de su cuerpo. En cada tejido u órgano del cuerpo, la sangre realiza un intercambio "descarga" el oxígeno y los nutrientes y "carga" productos de desecho (toxinas y dióxido de carbono). Después del intercambio, la sangre vuelve al corazón.

Un intercambio similar tiene lugar en sus pulmones. Cuando la sangre pasa por sus pulmones, "descarga" el dióxido de carbono de su cuerpo y "carga" oxígeno. Los pulmones se llenan con oxígeno a través de la inspiración y el dióxido de carbono se elimina en cada expiración.

Los vasos sanguíneos, el corazón y los pulmones forman el sistema circulatorio. En los adultos sanos, el corazón bombea aproximadamente 7,2 litros de sangre por cerca de 96.560 kilómetros de vasos sanguíneos cada día.

Existen tres tipos de vasos sanguíneos que transportan la sangre por su cuerpo:

- **Arterias:** Las arterias transportan sangre rica en oxígeno desde el corazón hasta los tejidos y órganos de su cuerpo, como el cerebro, los riñones y el hígado. Al llevar sangre con oxígeno, las arterias parecen rojas. La sangre fluye por las arterias con mucha fuerza. Por ello, las paredes de las arterias son gruesas y flexibles. Estas paredes gruesas ayudan a proteger las arterias contra los daños que puede producir una presión elevada.

Las arterias se hacen más y más pequeñas a medida que se alejan del corazón. En su punto más pequeño, las arterias se convierten en capilares.

- **Capilares:** Los capilares conectan las arterias con las venas. Los capilares son los vasos sanguíneos más pequeños y llevan la sangre desde y a cada célula de su cuerpo. Un cuerpo adulto cuenta con trillones de células.

Las paredes de los capilares son tan finas que el oxígeno y los nutrientes pueden atravesarlas para pasar a las células del cuerpo. Los productos de desecho y el dióxido de carbono de las células también pueden pasar por las paredes de los capilares de vuelta al torrente circulatorio.

- **Venas:** Los capilares se hacen cada vez más gruesos cuando dejan cada célula y se convierten rápidamente en venas. Las venas transportan la sangre pobre en oxígeno de vuelta a su corazón. Al llevar sangre sin oxígeno, las arterias parecen azules. Las paredes de las venas son mucho más delgadas que las paredes de las arterias, no tienen necesidad de ser tan gruesas ya que la sangre circula por las venas a baja presión.

Las dos venas más grandes de su cuerpo son la vena cava inferior y la vena cava superior. Estas dos venas vierten la sangre en la aurícula derecha del corazón:

- La vena cava superior devuelve la sangre de la parte superior del cuerpo al corazón.
- La vena cava inferior devuelve la sangre de la parte inferior del cuerpo al corazón.

La aorta es la arteria más grande de su cuerpo. Sale directamente del ventrículo izquierdo de su corazón. El ventrículo izquierdo bombea la sangre desde su corazón por la válvula aórtica en la aorta. Todas las demás arterias mayores salen de la aorta y llevan sangre al resto del cuerpo.

Medición de la Presión Arterial

Es una medida de la presión que ejerce la sangre sobre las paredes arteriales en su impulso a través de las arterias. Debido a que la sangre se mueve en forma de ondas, existen dos tipos de medidas de presión: la presión sistólica, que es la presión de la sangre debida a la contracción de los ventrículos, es decir, la presión máxima; y la presión diastólica, que es la presión que queda cuando los ventrículos se relajan; ésta es la presión mínima.

La Presión Arterial Media (PAM) se calcula con la siguiente fórmula:

$$PAM = \frac{\text{Presión sistólica} - \text{Presión diastólica}}{3 + \text{Presión diastólica}}$$

La PA está determinada por el gasto cardiaco y la resistencia vascular periférica; por ello la PA refleja tanto el volumen de eyección de la sangre como la elasticidad de las paredes arteriales.

Cifras normales

En la tabla 3, se presentan los valores normales de presión arterial por grupo de edad.

Tabla 3 Presiones Sanguíneas Normales

Edad	Presión sistólica (mmHg)	Presión diastólica (mmHg)
Lactante	60 – 90	30 – 62
2 años	78 – 112	48 – 78
8 años	85 – 114	52 – 85
12 años	95 – 135	58 – 88
Adulto	100 – 140	60 – 90

La presión arterial puede medirse mediante auscultación con un esfigmomanómetro, que consta de un brazal insuflable conectado a un manómetro (de mercurio o aneroide), una fuente de presión (de inflar) que consiste de una perilla de caucho y una válvula de aire (controla la presión), y un estetoscopio que amplifica los ruidos del interior de la arteria. El flujo de sangre en la arteria humeral (elegida por comodidad) es suprimido temporalmente por insuflación del brazal aplicado alrededor del brazo.

Los ruidos de "Korotkoff" son los ruidos que se escucha cuando se está tomando la presión arterial. Se llaman así debido a que el Dr. Nikilai Korotkoff, un médico ruso los describió en 1905 cuando trabajaba en la Academia Médica Imperial en San Petersburg.

La presión arterial está causada por las contracciones periódicas del ventrículo cardíaco izquierdo en su función de bombear la sangre hacia todo el organismo a través de las arterias.



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

En cada latido del corazón se produce una onda de presión máxima llamada presión sistólica, cuando la sangre es impulsada por la arteria pulmonar y la aorta, mientras que la presión mínima o la llamada presión diastólica es la que se detecta cuando el corazón está totalmente distendido y lleno de sangre.

Con cada latido cardíaco una nueva oleada de sangre llena las arterias. Si no fuera por la distensibilidad del sistema arterial, la sangre fluiría por los tejidos solo durante la sístole cardíaca y no durante la diástole. La combinación de distensibilidad de las arterias y su resistencia al flujo sanguíneo reduce las pulsaciones de presión hasta casi desaparecer en el momento en que la sangre alcanza los capilares; por tanto, el flujo sanguíneo tisular suele ser continuo en vez de pulsátil.

La presión arterial puede variar considerablemente en diversas circunstancias. Por lo general, aumenta con la edad y también con el estrés.

Así, para una persona adulta (joven o de mediana edad) se considera que una presión normal es de 120 y 80 (que se expresa por 120/80), donde, evidentemente, 120 es la presión máxima y 80 la mínima. Se puede considerar que sufre cierta hipertensión (tensión sanguínea elevada) si alcanza 140/90, y requiere tratamiento médico sin demora si sus valores son 160/95.

Método de la medida de presión.

Para realizar una medida de presión en pacientes humanos es imposible utilizar los sistemas de medida de presión que exigen insertar una aguja en una arteria, aunque en ocasiones se utilizan cuando son necesarios. En su lugar, el médico determina la presión sistólica y diastólica mediante métodos directos, habitualmente mediante el método auscultatorio.

Método auscultatorio:

Se coloca un fonendoscopio sobre la arteria antecubital y se infla un manguito de presión arterial alrededor del brazo. Mientras el manguito comprime el brazo con tan poca presión que la arteria permanece distendida con sangre, no se escuchan sonidos con el fonendoscopio, a pesar del hecho de que la sangre dentro de la arteria es pulsátil. Cuando la presión del manguito es lo suficientemente grande para cerrar la arteria durante parte del ciclo de presión, se escucha un sonido con cada pulsación. Estos sonidos se llaman sonidos de korotkoff.

Todavía se debate la causa exacta de los sonidos de korotkoff, pero se creen que están causadas por el chorro de sangre a través del vaso parcialmente ocluido. El chorro provoca turbulencias en el vaso abierto mas allá del manguito, y esto origina las vibraciones que se escuchan con el fonendoscopio. Al determinar la presión arterial con el método auscultatorio, primero se eleva la presión del manguito bien por encima de la presión arterial sistólica. Mientras esta presión sea mayor que la presión sistólica, la arteria braquial permanece colapsada y no pasan chorros de sangre a la parte distal de la arteria durante ninguna parte del ciclo de presión.

Por tanto, no se escuchan sonidos de korotkoff en la parte distal de la arteria. En ese momento se reduce gradualmente la presión del manguito. Justo en el momento en que la presión del manguito disminuye por debajo de la presión sistólica, la sangre se desliza a través de la arteria por debajo del manguito durante el máximo de presión sistólica, y se comienza a escuchar sonidos de golpeteo en la arteria antecubital sincrónicos con el latido cardíaco. Tan rápido como se oyen estos sonidos el nivel de presión indicado por el manómetro conectado al manguito es aproximadamente igual a la presión sistólica.

A medida que la presión en el manguito baja todavía más, los sonidos de korotkoff cambian su calidad, siendo ya no un golpeteo sino un sonido áspero y rítmico. Finalmente, cuando la presión en el manguito se reduce y se iguala a la presión diastólica, la arteria ya no se cierra durante la diástole, lo que significa que el factor básico que provoca los sonidos (chorro de sangre a través de una arteria apretada) ya no está presente.

Por tanto, el sonido cambia bruscamente a un carácter sordo y después suele desaparecer por completo tras otros 5 a 10 mm de reducción de la presión del manguito.

Fase I: Ruidos golpeantes claros. Conforme escapa el aire podrá escuchar por el estetoscopio los primeros dos ruidos golpeantes claros de la sangre que pasa por la arteria en esta fase. Note el número por el que pasa el menisco de la columna de mercurio (la parte alta de la columna) y registra esta cifra como la presión sistólica. Para obtener una cifra exacta, hay que mantener la columna de mercurio en una superficie plana y observar la presión del manómetro con sus ojos colocados a nivel del menisco de la columna de mercurio.

Fase II: Ruidos golpeantes junto con un soplo.

Fase III: Ruidos golpeantes junto con un soplo.

Fase IV: Ruidos apagados. Al escuchar los primeros dos ruidos apagados de esta fase, registra la presión diastólica de la fase IV.

Fase V: Silencio. Conforme se desinfla el brazal el sonido del pulso se volverá mucho más suave y desaparecerá a continuación. En este punto (inicio del silencio) registra el número correspondiente del medidor de mercurio como la presión diastólica de la fase V.

Recomendaciones

- El brazo y el antebrazo deben estar desnudos, o por lo menos, las prendas de vestir no deben ejercer compresión inadecuada.
- El tamaño del manguito debe escogerse de acuerdo con el diámetro del brazo (Tabla 4). La desigualdad relativa entre el tamaño del brazo y el manguito puede ser causa de error; en brazos muy obesos, generalmente, se obtienen valores falsos elevados y en brazos muy delgados se obtienen valores por debajo de lo normal.

Tabla 4 Tamaño de los Manguitos De la Presión Sanguínea

Edad	Ancho (cm)	Longitud (cm)
Recién nacido	2,5 – 4,0	5,0 – 10,0
Lactante	6,0 – 8,0	12,0 – 13,5
Niño	9,0 – 10,0	17,0 – 22,5
Adulto, estándar	12,0 – 13,0	22,0 – 23,5
Adulto, brazo grande	15,5	30,0
Adulto, muslo	18,0	36,0

- El fonendoscopio se coloca sin hacer demasiada presión sobre el sitio donde se palpa la arteria humeral evitando que haga contacto con el manguito para suprimir ruidos adventicios.
- La aplicación del manguito demasiado flojo hace que se obtengan cifras por encima de lo normal.
- El paciente debe dejarse en reposo el tiempo suficiente (10 a 15 min) antes de la toma de la presión arterial para eliminar la influencia que ejerce el ejercicio previo o cualquier estado emocional.
- Existen factores que afectan la tensión arterial: la edad, en los ancianos se aumentan las cifras; el ejercicio, el estrés y la raza. Los varones negros mayores de 35 años manejan cifras tensionales más altas que los blancos de la misma edad.

- Aunque la PA se mida rutinariamente en un brazo, se debe medir en ambos brazos, para determinar diferencias. La PA es 10 mmHg mayor en el brazo dominante. En caso necesario (presión diastólica >90 mmHg, coartación o insuficiencia aórtica) se puede medir en el muslo, idealmente con el paciente en decúbito prono, ubicando el pulso poplíteo.

Patologías

- Hipertensión esencial: El diagnóstico de la hipertensión esencial se establece básicamente por exclusión y sólo cuando se han descartado todas las causas secundarias se puede llegar a aceptar tal diagnóstico. Quizás, el único dato positivo es la historia familiar, aunque con frecuencia ni siquiera ésta puede objetivarse. La epidemiología, los mecanismos fisiopatológicos, la anatomía patológica y la historia natural, así como los factores de riesgo y las manifestaciones clínicas, ya se han descrito. Todos los estudios generales acerca de la enfermedad hipertensiva se basan en pacientes afectados de hipertensión esencial debido a su gran predominio sobre las formas secundarias.

Se han realizado varios intentos de clasificación de la hipertensión esencial en subgrupos con pretensiones etiológicas y diferenciación clínica.

- Hipertensión límitrofe: La OMS define esta hipertensión como aquella que cursa con cifras de 140-159 y/o 90-94 mmHg de presión arterial sistólica y diastólica, respectivamente. En la actualidad este grupo no tiene mayor interés, ya que está demostrada la necesidad de tratamiento para reducir la morbilidad y la mortalidad.
- Hipertensión hiperadrenérgica: Este tipo de hipertensión esencial ha recibido múltiples sinónimos (seudofeocromocitoma, síndrome hipertensivo diencefálico, epilepsia autónoma, estado circulatorio hiperdinámico betadrenérgico, hipertensión hipercinética, etc.), para describir un cuadro clínico caracterizado por una hipertensión paroxística sobre unos niveles de normotensión o de hipertensión ligera, acompañado de cefaleas a veces pulsátiles, sudación, diarrea, sofocaciones (sin palidez), taquicardia en ocasiones con arritmia, ansiedad, palpitaciones y poliuria posparoxismo, que dificultan su diferenciación con un feocromocitoma. A diferencia de éste, hay una buena tolerancia a los bloqueadores betadrenérgicos. Suele aparecer en jóvenes que presentan una hipertensión con poca o nula repercusión sistémica. El cuadro parece deberse a un déficit de la sulfoconjugación de las catecolaminas (adrenalina y noradrenalina), con concentraciones aumentadas de éstas que ocasionan hiperrespuesta. Otros trabajos sugieren una liberación exagerada de dopamina, con aumento de la sulfoconjugación de ésta durante los paroxismos. El tratamiento se basa en la utilización de bloqueadores beta o de clonidina o alfametildopa que disminuyen, en gran medida, la frecuencia o la gravedad de los paroxismos.
- Hipertensiones secundarias
- Hipertensión renal: Es la causa más frecuente de hipertensión secundaria. Puede deberse a una nefropatía parenquimatosa o a una enfermedad de los vasos renales. Como mecanismos fisiopatológicos se han involucrado el sistema renina-angiotensina, una dificultad de excreción de agua y sodio, o ambos.

2. DOCUMENTO DE LOS TRANSDUCTORES PARA LA RECEPCIÓN DE LOS SIGNOS VITALES (ELECTROCARDIOGRAFÍA, FONOCARDIOGRAFÍA, TEMPERATURA, FRECUENCIA RESPIRATORIA, SATURACIÓN PORCENTUAL DE OXÍGENO Y PRESIÓN ARTERIAL).

TRANSDUCTOR PARA OBTENER LA SEÑAL ELECTROCARDIOGRÁFICA Y FRECUENCIA RESPIRATORIA

Cada vez que el corazón late se establece un campo dieléctrico, ya que los impulsos que preceden a la contracción excitan las fibras musculares miocárdicas y producen corrientes eléctricas débiles que se difunden por todo el cuerpo; el corazón actúa como un generador dentro de un conductor volumétrico y anisotrópico, por lo que la corriente generada se difundirá hasta la superficie del volumen conductor, de allí que la actividad eléctrica pueda ser estudiada por la indicación de los potenciales que dependen de la colocación de los electrodos en la superficie corporal.

Los electrodos (Figura 35) son elementos esenciales para la medicina porque proporcionan una interfase entre el cuerpo humano y los aparatos médicos de medida. Los electrodos, son los encargados de transformar en corrientes eléctricas las corrientes iónicas del cuerpo humano. El electrodo está formado por una superficie metálica y un electrolito en contacto con la piel.

Figura 35 Electrodo de Ag/AgCl

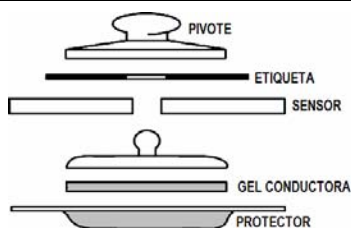


Por lo tanto, existen dos transiciones en el camino de la señal bioeléctrica entre el interior del cuerpo y el sistema de medida. La primera es el contacto entre la piel y el electrolito. La segunda es el contacto entre el electrolito y la parte metálica del electrodo. La presencia de estas interfaces provocará un intercambio iónico con la consiguiente aparición de un potencial de electrodo.

Los electrodos convierten corrientes iónicas en corrientes de electrones. Se utilizan electrodos Ag-AgCl, que son discos de plata con un electrolito (gel o pasta conductura). La interfase electrodo-electrolito consta de una impedancia y una tensión continuas. Para los electrodos de superficie la impedancia oscila entre decenas de kilohmios. 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 50 Hz entre la red y los cables hacia tierra. Todo ello hace que el sujeto esté a una tensión elevada respecto a los milivoltios del ECG que se quiere registrar.

Electrodos Ag/AgCl. En su forma básica se trata de un conductor metálico en contacto con la piel y se utiliza una pasta electrolítica para establecer y mantener el contacto (Figura 36). Tradicionalmente el electrodo se hace de plata alemana (una aleación plata-níquel). Antes de adherirlo al cuerpo, su superficie cóncava se cubre con una pasta electrolítica. La misión de los electrodos consiste en recoger la señal de la superficie cutánea.

Figura 36 Partes de un Electrodo de Ag/AgCl



Para recibir una buena señal se debe tener en cuenta los siguientes parámetros: Los electrodos deben ser iguales y de la misma marca. Se deben situar de forma que se reconozcan las diferentes ondas del ECG. Para aplicar los electrodos: La piel ha de estar limpia, seca y desengrasada; si hay exceso de vello, se debe rasurar un poco. Los electrodos son desechables.

Especificaciones técnicas:

- Impedancia de corriente alterna por debajo de 2 kW.
- 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.

Electrodos para ECG tipo broche

Figura 37 Electrodo tipo broche



Este utiliza Cloruro de Plata (Figura 37) como elemento sensible e Hidrogel como elemento adhesivo. El hidrogel tiene la ventaja de minimizar el movimiento del electrodo, por incremento de la fuerza adhesiva entre la piel y el elemento sensor.

Electrodo Extremidades

Figura 38 Electrodos



Características (Figura 38):

- Pinzas para extremidades en "una sola pieza"
- Con conexión universal
- Dos tipos: níquel y cloruro de plata "no metálico"
- Presentación: juegos de 4 unidades en colores normalizados

Electrodo Succión de Tórax

Figura 39 Electrodo



Características (Figura 39):

- Electrodo reutilizable
- Campanas de succión de goma, níquel ó cloruro de plata (Ag/AgCl)
- Conexión universal a rosca

Electrodo para Banda de Látex Extremidades

Figura 40 Banda de Látex



Características (Figura 40):

- De látex
- Con un orificio centrado
- Presentación: bolsa de 4 unidades

Figura 41 Electrodo



Características (Figura 41):

- De Ag/AgCl
- Con un orificio centrado
- Presentación: bolsa de 4 unidades

TRANSDUCTOR PARA OBTENER LA SEÑAL FONOCARDIOGRÁFICA

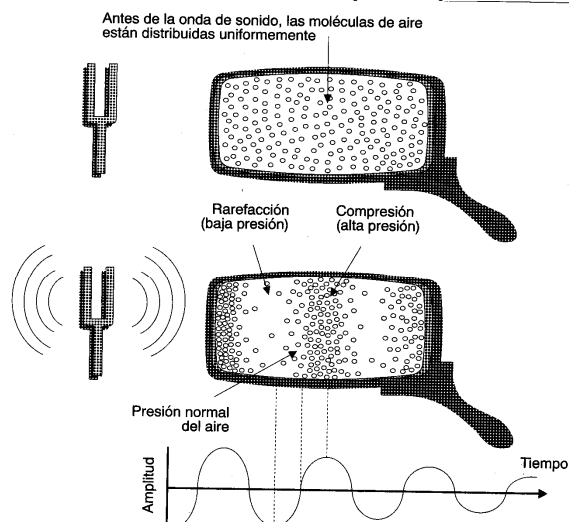
La auscultación de los sonidos cardíacos data de tiempos tan remotos como el periodo Hipocrático (años 460 a 370 A.C.), cuando Hipócrates describió los sonidos que escuchaba acercando el oído al pecho del paciente como “vinagre hirviendo”. William Harvey fue el primero en indicar en su obra *De Motu Cordis* en 1628 que la función principal del corazón era bombear sangre a través de venas y arterias, y realizó la primera descripción de los sonidos cardíacos. Robert Hooke (1635 a 1703) fue el primero en entrever la importancia de la auscultación como medio para descubrir problemas internos al cuerpo humano, y en 1715, James Douglas realizó la primera asociación entre sonidos cardíacos y condiciones patológicas.

Sin embargo, el método de la auscultación directa presentaba limitaciones técnicas y sociales que no lo hacían muy popular. El gran impulso de la auscultación cardiaca llegó con la invención en 1816 por parte de R. T. H. Laennec del estetoscopio (del griego: *stethos* = pecho, *skopein* = examinar), creando así el primer instrumento de diagnóstico empleado por los médicos. Al principio no fue más que un cilindro situado entre el pecho del paciente y el oído del médico, que amplificaba los sonidos cardíacos y pulmonares y evitaba las reticencias de algunos pacientes a que el médico aplicara el oído directamente sobre el pecho.

Principios Físicos del Sonido: 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 42) 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 42 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 25 000 Hz, cuando la frecuencia es mayor que los 25 000 Hz, se le define como ultrasonido.

Características de las Ondas. Una onda se caracteriza por su periodo y su longitud. El periodo τ es el tiempo que tarda en realizar una oscilación completa, mientras que la longitud de onda λ es la distancia que recorre en un periodo, y tiene unidades de distancia.

La frecuencia es el número de oscilaciones que ocurren en la unidad de tiempo.

$f = \frac{1}{t}$ Como el periodo se mide en segundos, la frecuencia se mide en, $\frac{1}{\text{segundos}}$ o $(\text{segundos})^{-1}$ esta unidad se llama Hertz (Hz).

$$v = \frac{\lambda}{t} = \lambda f$$

La velocidad de una onda viajando está dada por:

Las ondas se llaman transversales cuando el movimiento oscilatorio se lleva a cabo en el plano perpendicular a la dirección de propagación de la onda, mientras que se llaman ondas longitudinales si la oscilación se realiza en la dirección de propagación. Un ejemplo de ondas transversales son las olas de agua, la oscilación de un corcho en la superficie del agua es de arriba a abajo mientras la onda pasa de atrás hacia adelante; un ejemplo de onda longitudinal son las ondas de compresión que pueden propagarse a lo largo de un resorte y las ondas sonoras que pueden propagarse a lo largo de un tubo de aire (Sonido Cardíaco).

Ondas Estacionarias. En 1926, Erwing Schrödinger desarrollo una ecuación, considerada como uno de los logros más notables de la mente humana, que relaciona la energía de un sistema con sus propiedades ondulatorias. Su ecuación básica es similar a la que se usa para describir ondas estacionarias.

Una onda estacionaria es aquella que tiene condiciones de frontera o límites y su movimiento ondulatorio puede persistir independientemente del tiempo siempre y cuando no actúen sobre ellas estímulos externos.

Al hacer vibrar una cuerda de guitarra cada sonido musical tiene un tono definido que depende de la longitud efectiva de la cuerda y, por lo tanto, de la frecuencia de vibración. Al examinar el movimiento

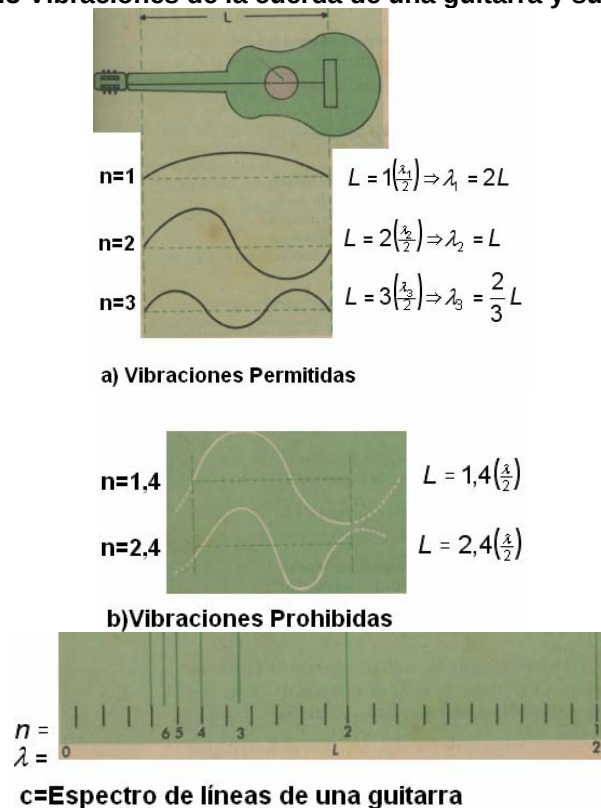
de la cuerda se observa que en los extremos, sitios en los cuales esta fijada a la guitarra, la cuerda nunca se mueve.

Estos extremos son las fronteras o limites y las condiciones, que en ellos el desplazamiento es cero.

Debido a las condiciones de frontera solamente pueden ocurrir ciertas oscilaciones permitidas y cada oscilación permitida vuelve sobre si misma en un patrón independiente del tiempo, por lo cual recibe el nombre de onda estacionaria.

La Figura 43 muestra algunas maneras de las cuales puede vibrar la guitarra y otras en que no lo puede hacer.

Figura 43 Vibraciones de la cuerda de una guitarra y su espectro



Al establecer la secuencia de oscilaciones permitidas se encuentra que se ajustan a la ecuación

general $\lambda_n = \frac{2L}{n}$, donde L representa la longitud de la cuerda, λ_n la longitud de onda característica y n un numero entero que indica el numero de $(\lambda/2)$ en cada vibración. Es así como las longitudes de onda de las ondas emitidas por la cuerda de la guitarra están cuantizadas e identificadas por una serie de números enteros.

El anterior planteamiento sugiere lo siguiente: “Las ondas estacionarias dan espectros de líneas determinadas por una serie de números enteros”



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

La energía es transportada por la onda como energía potencial y cinética. La intensidad I de una onda sonora es la energía que pasa en un segundo en un área de 1 m^2 , en otras palabras, es la cantidad de watts que pasan por metro cuadrado.

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

Los Micrófonos se pueden clasificar de acuerdo con la forma de transducción, en otras palabras, dependiendo de la forma como se transforma la señal acústica en eléctrica.

Tipos de micrófonos:

1. Micrófonos de carbón
2. Micrófonos piezoeléctricos
3. Micrófonos dinámicos (de bobina móvil)
4. Micrófono de cinta
5. Micrófono capacitivo (de condensador)
6. Micrófono eléctret

1. Micrófonos de Carbón.

Fueron los micrófonos (Figura 44) utilizados durante mucho tiempo para comunicación telefónica y de radio, donde es más importante una alta salida eléctrica, bajo costo y durabilidad que la fidelidad. Su operación resulta de la variación en resistencia de una pequeña cápsula llena de granos de carbón, el capullo de carbón. Conforme se desplaza el diafragma, el émbolo varía la fuerza aplicada a los granos de carbón y por consiguiente la resistencia de grano a grano, de tal manera que la resistencia total a través del capullo de carbón (que por lo general es de unos 100 ohmios), varía de manera aproximadamente lineal con la presión aplicada al diafragma, según la siguiente ecuación:

$$R_c = R_0 + hx = R_0 + \frac{hS}{s} p$$

R_c = resistencia del capullo de carbón;

x = desplazamiento del centro del diafragma;

R_0 = resistencia del capullo con desplazamiento 0;

h = constante de resistencia en ohmios por metro de desplazamiento del émbolo;

s = rigidez del diafragma;

S = área efectiva.

Figura 44 Micrófono de Carbón

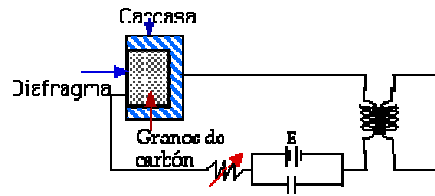
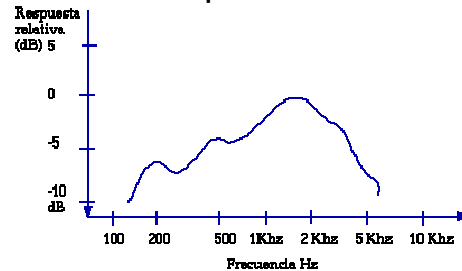


Figura 45 Curva de Respuesta del micrófono de carbón

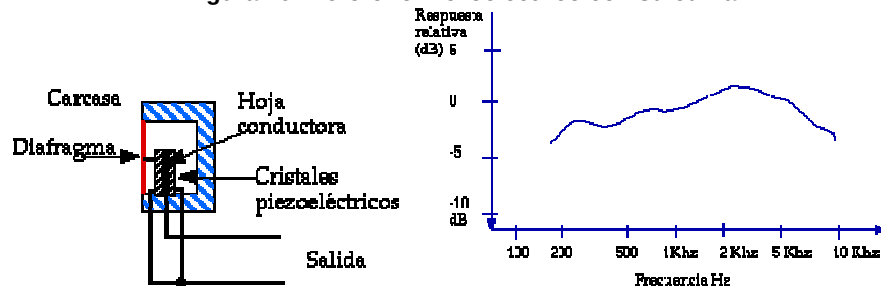


De la curva del micrófono de carbón (Figura 45) se deducen sus pobres características frecuenciales que han hecho posible su casi desaparición del mercado (excepto en teléfonos económicos).

2. Micrófonos Piezoeléctricos.

Los micrófonos piezoeléctricos (Figura 46) emplean cristales o cerámicas, que cuando se distorsionan por la acción de ondas incidentes, se polarizan eléctricamente y producen voltajes relacionados linealmente con las deformaciones mecánicas. Puesto que el efecto piezoeléctrico es reversible, todos los micrófonos piezoeléctricos funcionarán como fuentes de sonido al aplicarse un voltaje alterno a sus terminales. Son transductores recíprocos.

Figura 46 Micrófono Piezoeléctrico con su curva

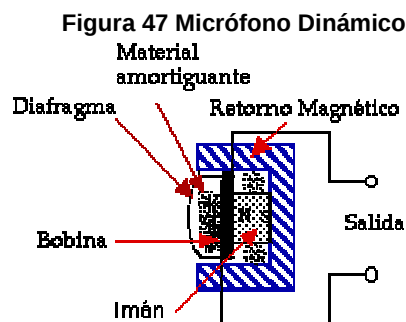


Se han usado ampliamente monocristales de sal de Roxhelle en la fabricación de este tipo de micrófonos. Desafortunadamente, tales cristales se deterioran en la presencia de humedad y se dañan permanentemente si se someten a temperaturas por encima de 46° C. Otras opciones son cristales cortados de fosfato de dihidrógeno y amonio (ADP), o bien materiales cerámicos.

Aunque la respuesta de los micrófonos piezoeléctricos es mejor que la del micrófono de carbón, no llega a ser suficientemente buena para grabaciones profesionales, por lo que se utiliza sólo en micrófonos pequeños para voz.

3. Micrófonos Dinámicos (Bobina móvil).

El micrófono dinámico es posiblemente el más ampliamente usado para grabación de sonido, difusión y sistemas de dirección pública. Es muy robusto y puede ser diseñado para proporcionar altas prestaciones. A diferencia del micrófono capacitivo, que veremos después, no requiere una fuente de alimentación y su impedancia de salida es baja, de modo que no necesita etapas buffer para su acoplamiento a un cable.



Se basa en el principio de inducción electromagnética (son la versión dual de los altavoces de bobina móvil) según el cual si un hilo conductor se mueve dentro de un campo magnético, en el conductor se inducirá un voltaje de acuerdo con:

$$e = Blv$$

e = potencial inducido;

B = densidad de flujo magnético;

l = longitud del conductor;

v = velocidad del movimiento.

Son micrófonos muy utilizados por su resistencia, confiabilidad y buena respuesta en frecuencia.

4. Micrófono de cinta (ribbon)

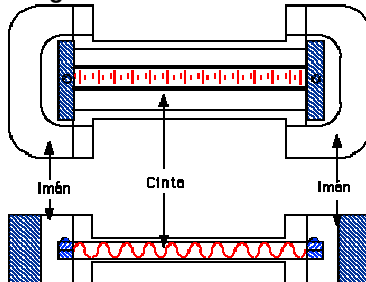
Este tipo de micrófono (Figura 48) también trabaja bajo el principio de inducción magnética y responde a la diferencia de presión sonora entre los dos lados de la cinta y por eso recibe también el nombre de micrófono de gradiente de presión o de velocidad o bidireccional.

Una fina cinta de metal que actúa de diafragma se suspende en una ranura entre dos piezas de polo magnético que se unen a un imán en forma de U. La cinta es típicamente de 1 pulgada de longitud, 1/16 pulgadas de ancho y 0.0001 pulgadas de grueso. Un campo magnético fluye a través de la ranura entre las piezas de polo magnético, en dirección paralela a la anchura de la cinta. Cuando una onda acústica incide en la cinta, ésta vibra en dirección perpendicular al campo magnético. Esto genera una fuerza en los electrones libres de la cinta, que se mueven en dirección longitudinal a la cinta. Esto causa un voltaje ac entre los extremos de la cinta. Este voltaje es la salida eléctrica del transductor.

El micrófono de cinta difiere del micrófono capacitivo y del dinámico en que no hay una cápsula que aísle la parte de atrás del diafragma de su parte delantera. Por tanto la presión de la onda acústica incidente actúa en ambos lados de la cinta. Esto hace que la fuerza neta en la cinta sea proporcional al gradiente (derivada direccional) de la presión. De ahí ese nombre que también se le da de micrófono de gradiente de presión. Y ya que la velocidad de una partícula en una onda es proporcional al gradiente de presión, también se le llama micrófono de velocidad.

Debido a que responde a la diferencia de presión, este micrófono tiene una respuesta polar con un máximo en el eje perpendicular a la lámina, mientras que no responde a los sonidos laterales.

Figura 48 Micrófono de Cinta



5. Micrófono Capacitivo (de condensador)

Un Condensador almacena carga cuando se le suministra un potencial eléctrico. La ecuación que describe el fenómeno es:

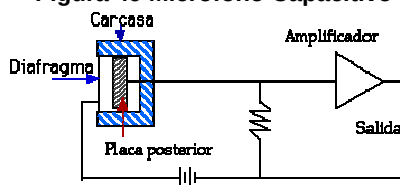
$$Q = CV$$

Q = carga en culombios;

C = capacidad en faradios;

V = potencial en voltios.

Figura 49 Micrófono Capacitivo



En un micrófono capacitivo la placa posterior está fija, mientras que la otra (el diafragma) se desplaza al recibir variaciones de presión, ya que el interior del micrófono está a una presión constante igual a la presión atmosférica. La variación de la capacitancia, al cambiar la distancia entre las placas, producirá una variación de voltaje:

$$V + \Delta V = \frac{Q}{C + \Delta C}$$

Y como siempre, esta variación de voltaje corresponde a la salida eléctrica del transductor.

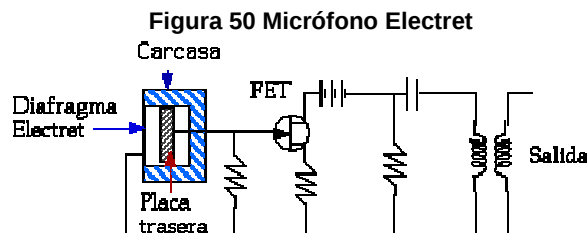
El micrófono capacitivo convencional usa una fuente de alimentación externa que proporciona el voltaje dc al elemento transductor. Existe otro tipo de micrófonos capacitivos más económicos que usan como diafragma un material de polarización permanente que no requiere polarización externa. Son los micrófonos *eléctret*, que se tratan brevemente en el siguiente apartado. El micrófono capacitivo tiene una alta impedancia de salida, por lo que es necesario usar una etapa buffer como interfaz con el cable de salida y la carga. Esta etapa buffer es normalmente parte del propio micrófono. En micrófonos diseñados para grabación, la potencia del buffer se suministra mediante voltaje dc en modo común en el cable balanceado que conecta al micrófono con el preamplificador remoto. A esto se le llama "alimentación fantasma" (del inglés *phantom powering*). La señal de audio en el cable es una señal diferencial.

El micrófono capacitivo produce la mejor respuesta en frecuencia, por lo cual es el más utilizado en grabaciones profesionales, donde la fidelidad es un factor preponderante. Debido a que responde a

variaciones de presión entra dentro del subgrupo de los micrófonos de presión, y como consecuencia de ello tiene una respuesta onmidireccional.

6. Micrófono Electret

Un material Electret tiene como característica su capacidad de mantener carga sin necesidad de una fuente de polarización, por lo cual tiene cada vez mayor popularidad por razones de economía.



TRANSDUCTORES PARA OBTENER LA SEÑAL DE TEMPERATURA CORPORAL

La temperatura es un factor de medida engañoso debido a su simplicidad. A menudo pensamos en ella como un simple número, pero en realidad es una estructura estadística cuya exactitud y repetitividad pueden verse afectadas por la masa térmica, el tiempo de medida, el ruido eléctrico y los algoritmos de medida. Esta dificultad se puso claramente de manifiesto en el año 1990, cuando el comité encargado de revisar la Escala Práctica Internacional de Temperaturas ajustó la definición de una temperatura de referencia casi una décima de grado centígrado.

En el siguiente informe se comparan los cuatro tipos más corrientes de transductores de temperatura que se usan en los sistemas de adquisición de datos: detectores de temperatura de resistencia (RTD), termistores, sensores de IC y termopares. La elección de los transductores de temperatura adecuados y su correcta utilización puede marcar la diferencia entre unos resultados equívocos y unas cifras fiables. Por eso vamos a dedicar una atención especial a estos dispositivos.

Los transductores eléctricos de temperatura utilizan diversos fenómenos que son influidos por la temperatura y entre los cuales figuran:

- ✓ Variación de resistencia en un conductor (sondas de resistencia).
- ✓ Variación de resistencia de un semiconductor (termistores).
- ✓ f.e.m. creada en la unión de dos metales distintos (termopares).
- ✓ Intensidad de la radiación total emitida por el cuerpo (pirómetros de radiación).
- ✓ Otros fenómenos utilizados en laboratorio (velocidad del sonido en un gas, frecuencia de resonancia de un cristal, etc.).

Los metales puros tienen un coeficiente de resistencia de temperatura positivo bastante constante. **El coeficiente de resistencia de temperatura**, generalmente llamado **coeficiente de temperatura** es la razón de cambio de resistencia al cambio de temperatura. *Un coeficiente positivo* significa que la resistencia aumenta a medida que aumenta la temperatura. *Si el coeficiente es constante*, significa que el factor de proporcionalidad entre la resistencia y la temperatura es constante y que la resistencia y la temperatura se graficarán en una línea recta.

Cuando se usa un alambre de metal puro para la medición de temperatura, se le refiere como *detector resistivo de temperatura*, o **RTD** (por las siglas en ingles de resistive temperature detector).

Cuando se usan **óxidos metálicos** para la medición de temperatura, el material de oxido metálicos conformado en forma que se asemejan a pequeños bulbos o pequeños capacitores. El dispositivo formado así se llama *Termistor*. Los **termistores** tienen coeficientes de temperatura negativos grandes que no son constantes. En otras palabras, el cambio de resistencia por unidad de cambio de temperatura es mucho mayor que para el metal puro, pero el cambio es en la otra dirección: la resistencia disminuye a medida que se aumenta la temperatura. El hecho de que el coeficiente no sea constante significa que el cambio en la resistencia por unidad de cambio de temperatura es diferente a diferentes temperaturas.

En la Tabla 5 se están comparando los cuatro tipos de transductores de temperatura más utilizados, y refleja los factores que deben tenerse en cuenta: las prestaciones, el alcance efectivo, el precio y la comodidad.

Tabla 5 Comparación de diversos transductores de temperatura

	RTD	Termistor	Sensor de IC	Termopar
Ventajas	Más estable. Más preciso. Más lineal que los Termopares.	Alto rendimiento Rápido Medida de dos Hilos	El más lineal El de más alto rendimiento Económico	Autoalimentado Robusto Económico Amplia variedad de formas físicas Amplia gama de temperaturas
Desventajas	Caro. Lento. Precisa fuente de alimentación. Pequeño cambio de resistencia. Medida de 4 hilos Autocalentable	No lineal. Rango de Temperaturas limitado. Frágil. Precisa fuente de alimentación. Autocalentable	Limitado a < 250 °C Precisa fuente de alimentación Lento Autocalentable Configuraciones limitadas	No lineal Baja tensión Precisa referencia El menos estable El menos sensible

Tipos de Transductores de Temperatura

Termómetros de Resistencia

La medida de temperatura utilizando sondas de resistencia depende de las características de resistencia en función de la temperatura que son propias del elemento de detección.

El elemento consiste usualmente en un arrollamiento de hilo muy fino del conductor adecuado bobinado entre capas de material aislante y protegido con un revestimiento de vidrio o de cerámica.

El material que forma el conductor se caracteriza por el llamado “coeficiente de temperatura de resistencia” que expresa, a una temperatura especificada, la variación de la resistencia en ohmios del conductor por cada grado que cambia su temperatura.

La relación entre estos factores puede verse en la expresión lineal siguiente:

$$R_t = R_0 (1 + \alpha t)$$

En la que:

R_0 = Resistencia en ohmios a 0°C .

R_t = Resistencia en ohmios $t^\circ\text{C}$.

α = Coeficiente de temperatura de la resistencia.

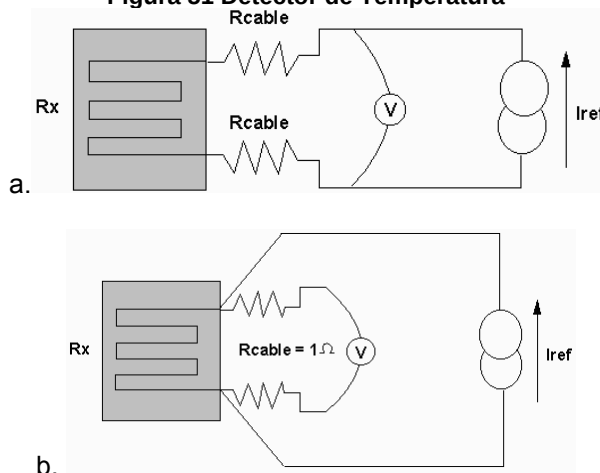
Detectores de temperatura de resistencia

El detector de temperatura de resistencia (RTD) se basa en el principio según el cual la resistencia de todos los metales depende de la temperatura. La elección del platino en los RTD de la máxima calidad permite realizar medidas más exactas y estables hasta una temperatura de aproximadamente 500°C . Los RTD más económicos utilizan níquel o aleaciones de níquel, pero no son tan estables ni lineales como los que emplean platino.

En cuanto a las desventajas, el platino encarece los RTD, y otro inconveniente es el autocalentamiento. Para medir la resistencia hay que aplicar una corriente, que, por supuesto, produce una cantidad de calor que distorsiona los resultados de la medida.

Una tercera desventaja, que afecta al uso de este dispositivo para medir la temperatura, es la resistencia de los RTD. Al ser tan baja, la resistencia de los hilos conductores que conectan el RTD puede provocar errores importantes. En la denominada técnica de dos hilos (Figura 51a), la resistencia se mide en los terminales del sistema de adquisición de datos, por lo que la resistencia de los hilos forma parte de la cantidad desconocida que se pretende medir. Por el contrario, la técnica de cuatro hilos (Figura 51b) mide la resistencia en los terminales del RTD, con lo cual la resistencia de los hilos queda eliminada de la medida. La contrapartida es que se necesita el doble de cables y el doble de canales de adquisición de datos. (La técnica de tres hilos ofrece una solución intermedia que elimina un cable, pero no es tan precisa.)

Figura 51 Detector de Temperatura



Termistores

Los Termistores son semiconductores electrónicos con un coeficiente de temperatura de resistencia negativo de valor elevado y que presentan una curva característica lineal tensión-corriente siempre que la temperatura se mantenga constante.

La relación entre la resistencia y la temperatura viene dada por la expresión.

$$R_t = R_0 e^{\beta \left(\frac{1}{T_s} - \frac{1}{T_0} \right)}$$

En la que:

R_t= Resistencia en ohmios a la temperatura absoluta T_t.

R₀= Resistencia en ohmios a la temperatura absoluta de referencia T₀.

β= constante dentro de un intervalo moderado de temperaturas.

Hay que señalar que para obtener una buena estabilidad en los termistores es necesario envejecerlos adecuadamente.

Los termistores se conectan a puentes de Wheatstone convencionales o a otros circuitos de medida de resistencia. En intervalos amplios de temperatura, los termistores tienen características no lineales. Al tener un alto coeficiente de temperatura poseen una mayor sensibilidad que las sondas de resistencia estudiadas y permiten incluso intervalos de medida de 1°C (span). Son de pequeño tamaño y su tiempo de respuesta depende de la capacidad térmica y de la masa del termistor variando de fracciones variando de fracciones de segundo a minutos.

La distancia entre el termistor y el instrumento de medida puede ser considerable siempre que el elemento posea una alta resistencia comparada con la de los cables de unión. La corriente que circula por el termistor a través del circuito de medida debe ser baja para garantizar que la variación de resistencia del elemento sea debida exclusivamente a los cambios de temperaturas del proceso.

Los termistores encuentran su principal aplicación en la compensación de temperatura, como temporizadores y como elementos sensibles en vacuómetros.

Los termistores, que son detectores resistivos fabricados normalmente de semiconductores cerámicos, ofrecen una impedancia mucho más alta que los RTD, por lo que la reducción de los errores provocados por los hilos conductores hace bastante factible el uso de la técnica de dos hilos, que es más sencilla. Su alto rendimiento (un gran cambio de resistencia con un pequeño cambio de temperatura) permite obtener medidas de alta resolución y reduce aún más el impacto de la resistencia de los hilos conductores. Por otra parte, la bajísima masa térmica del termistor minimiza la carga térmica en el dispositivo sometido a prueba.

No obstante, la baja masa térmica también plantea un inconveniente, que es la posibilidad de un mayor autocalentamiento a partir de la fuente de alimentación utilizada en la medida. Otro inconveniente del termistor es su falta de linealidad, que exige un algoritmo de linealización para obtener unos resultados aprovechables.

Sensores de IC

Los sensores de circuitos integrados resuelven el problema de la linealidad y ofrecen altos niveles de rendimiento. Son, además, relativamente económicos y bastante precisos a temperatura ambiente.

Sin embargo, los sensores de IC no tienen tantas opciones de configuraciones del producto o de gama de temperaturas, y además son dispositivos activos, por lo que requieren una fuente de alimentación.

Los sensores de IC forman parte de la tendencia hacia los "sensores inteligentes", que son unos transductores cuya inteligencia incorporada facilita las actividades de reducción y análisis de datos que el usuario debe realizar normalmente en el sistema de adquisición de datos.

Termopares

Los termopares se utilizan extensamente, ya que ofrecen una gama de temperaturas mucho más amplia y una construcción más robusta que otros tipos. Además, no precisan alimentación de ningún tipo y su reducido precio los convierte en una opción muy atractiva para grandes sistemas de adquisición de datos. Sin embargo, para superar algunos de los inconvenientes inherentes a los termopares y obtener resultados de calidad, es importante entender la naturaleza de estos dispositivos.

Estudios realizados sobre el comportamiento de termopares han permitido establecer tres leyes fundamentales:

- I. Ley del circuito homogéneo. En un conductor metálico homogéneo no puede sostenerse la circulación de una corriente eléctrica por la aplicación exclusiva de calor.
- II. Ley de metales intermedios. Si en un circuito de varios conductores la temperatura es uniforme desde un punto de soldadura A a otro punto B, la suma algebraica de todas las fuerzas electromotrices es totalmente independiente de los conductores metálicos intermedios y es la misma que si se pusieran en contacto directo A y B.
- III. Ley de las temperaturas sucesivas. La f.e.m. generada por un termopar con sus uniones a las temperaturas T1 T3 es la suma algebraica de la f.e.m. del termopar con sus uniones a T1 T2 de la f.e.m. del mismo termopar con sus uniones a las temperaturas T2 T3.

TRANSDUCTOR PARA OBTENER LA SEÑAL DE SATURACIÓN PORCENTUAL DE OXÍGENO

La Pulsioximetría es la medición no invasiva del oxígeno transportado por la hemoglobina en el interior de los vasos sanguíneos. Se realiza con un aparato llamado pulsioxímetro.

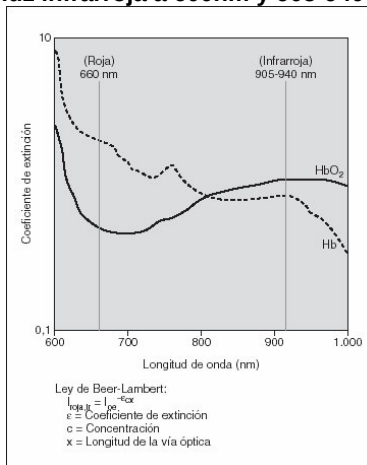
El pulsioxímetro, que generalmente tiene forma de pinza y se suele colocar en el dedo, mide la saturación de oxígeno en los tejidos, utilizando un transductor compuesto por dos diodos emisores de luz y un fotodetector.

Uno de los diodos emite luz roja con $\lambda = 660$ nm, y el otro, luz infrarroja con $\lambda = 940$ nm, longitudes de ondas características, respectivamente, de la oxihemoglobina y la hemoglobina reducida.

El fotodiodo mide la intensidad de luz reflejada, es decir, que no es absorbida por el tejido a cada una de las longitudes de onda. El principio de funcionamiento se basa en el hecho de que la hemoglobina oxigenada refleja la luz roja en mayor medida que la hemoglobina reducida, mientras que con ésta ocurre al contrario. Se determina la luz absorbida, para cada longitud de onda, cuando la sangre pulsátil está presente y cuando no está presente. A partir de estos dos valores se calcula el logaritmo de su relación y se obtiene la saturación parcial de oxígeno.

La hemoglobina oxigenada (HbO₂) y la hemoglobina desoxigenada o reducida (Hb) absorben y transmiten determinadas longitudes de onda del espectro luminoso: para la luz roja, en torno a 660 nm, y para la luz infrarroja, en torno a 940 nm. Esto corresponde a una propiedad física peculiar de cada especie molecular, denominada coeficiente de extinción. La física de la oximetría de pulso se ha basado en la ley de Beer-Lambert, en la que intervienen el coeficiente de extinción, la concentración y la longitud de la vía óptica. Ello se expone en la Figura 52, que muestra la relación entre el coeficiente de extinción y la longitud de onda en nanómetros (nm), con detección de la luz roja e infrarroja a 600 y 905-940 nm, respectivamente.

Figura 52 Relación entre el coeficiente de extinción y la longitud de onda, en nanómetros, con detección de la luz infrarroja a 600nm y 905-940 nm



El sensor o sonda del oxímetro de pulso consiste en dos diodos emisores de luz (DEL), uno para la luz roja y otro para la infrarroja, y un fotodiodo detector. Para mejorar el rendimiento, los DEL y el detector deben colocarse en puntos opuestos de un lugar perfundido que sea translúcido. El fotodiodo mide tres niveles lumínicos diferentes: la luz roja, la luz infrarroja y también la luz ambiente.

El principio que permite que el oxímetro transcutáneo sea un oxímetro arterial o “de pulso” es que registra sólo los valores lumínicos transmitidos del volumen adicional de sangre arterial que atraviesa los tejidos con cada pulsación arterial. Sobre la base del trabajo original de Aoyagi, se asumió que sólo la sangre arterial pulsa en el lugar de medición, lo que se denomina el componente arterial (CA) pulsátil. La luz absorbida cambia al variar la cantidad de sangre en el lecho tisular y al modificarse las cantidades relativas de HbO₂ y Hb. La medición de los cambios en la absorción de la luz permite estimar la SatO₂ arterial y la frecuencia cardíaca.

Además, existe el componente estático (CE), formado por los tejidos, el hueso, los vasos sanguíneos, los líquidos, la piel y también la intensidad de los DEL, la respuesta del detector y la frecuencia de la sangre venosa, relativamente baja. Si se dividen los componentes pulsátiles (CA) por los componentes no pulsátiles (CE) para cada DEL, se normaliza la transmisión lumínica y no sería necesaria la calibración. Al pasar la luz a través de los tejidos humanos, esta es absorbida en diversos grados. Así pues, por métodos espectrofotométricos, los monitores de SpO₂ miden la HbO₂ y la Hb, por absorción de la luz roja e infrarroja. Dado que la HbO₂ y la Hb absorben en diferentes cuantías la luz roja y la infrarroja, los oxímetros de dos longitudes de onda no pueden medir las hemoglobinas anómalas (p. ej., carboxihemoglobina [COHb] y metahemoglobina [MetHb]). Los monitores de SpO₂ detectan las proporciones relativas de HbO₂ y Hb, según el cociente normalizado de luz transmitida, entre la luz roja y la infrarroja, o R/Ir. Ello significa esencialmente que el cociente entre las longitudes de onda de la luz roja e infrarroja (R/Ir) en el fotodetector está relacionado con la SpO₂, como lo muestra la fórmula:

$$\frac{(CA \text{ luz roja} / CE \text{ luz roja})}{(CA \text{ luz infrarroja} / CE \text{ luz infrarroja})} = SpO_2 \text{ arterial}$$

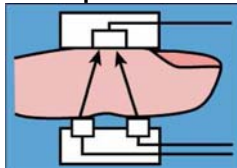
Principio de Funcionamiento

El principio de funcionamiento del sensor óptico está determinado porque la absorción de la sangre a una cierta longitud de onda es dependiente de la saturación de oxihemoglobina. Entonces refiriéndose

al sensor dactilar (finger sensor), emitiendo una luz a esta longitud de onda a través del dedo y recibiendo la cantidad de luz que no fue absorbida en un receptor diametralmente opuesto al emisor, se puede conocer la cantidad de luz absorbida por el dedo, que es mayoritariamente absorbida por la sangre.

Una vez llegado a este punto se presenta un problema, la sangre y por tanto la SaO₂ es pulsátil, por ende, al ser variable esta, no se puede determinar a priori si la variación de la medida es debido a una variación de la variable misma o debido a la pulsatilidad del flujo sanguíneo. Es por esta razón que estos sensores contienen en realidad dos emisores a dos longitudes de diferentes y un receptor como se puede ver en la Figura 53, de manera que a una de las longitudes de onda la absorción es muy dependiente de la SaO₂, y a la otra longitud de onda la absorción teóricamente no varía con la SaO₂ pero si con la cantidad de sangre, es decir, varía con el pulso.

Figura 53 Principio de Funcionamiento



De esta manera se tiene una señal que varía con el pulso y con la SaO₂, y una señal que varía solamente con el pulso, o sea, se puede modular la primera con la segunda de manera de obtener un lectura permanente de la SaO₂.

Como ya se comentó, se emiten dos longitudes de onda diferentes, una en el entorno del rojo en el espectro visible que es generalmente de 660nm que es la que varía con la SaO₂, y la otra en el rango del infrarrojo del espectro que es generalmente de 940nm. Estas longitudes de onda pueden tener alguna pequeña variación dependiendo del fabricante como se muestra en la siguiente Tabla (Características del sensor), pero son generalmente de este orden, el rojo está en el rango 630-660nm y el infrarrojo en el rango 800-940nm:

Sensor	Longitud (nm)	Potencia
Red	662	1.8 Mw
Infrared	905	2.0 mW
	940	1.5 mW

En algunas ocasiones se utilizan LEDs laser como emisores debido a su precisión en el espectro de emisión, dado que a longitudes de onda cercanas a las utilizadas hay otras sustancias en la sangre que cambian su emisión. El sensor tiene el aspecto que se muestra en la Figura 54.

Figura 54 Sensor de Saturación de Oxígeno



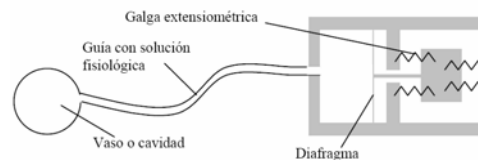
TRANSDUCTOR PARA OBTENER LA SEÑAL PRESIÓN ARTERIAL

Los sensores de presión arterial se diferencian a gran escala entre los invasivos y los no invasivos. Los sensores invasivos pueden ser intracorpóreos o paracorpóreos, mientras que existen diferentes

técnicas no invasivas para el sensado de la presión arterial. Los intracorpóreos consisten en un puente de Wheatstone formado por 4 galgas extensiométricas colocadas detrás de un diafragma y dispuestas de modo tal que cuando 2 de ellas son estiradas, las otras 2 sean comprimidas. Se los coloca sobre la pared del vaso o en la cavidad cuya presión se desea medir, y tienen el inconveniente de tener un valor de referencia incierto. Por lo tanto requieren ser calibrados, para lo que se usa un sensor paracorpóreo (Figura 55), que tiene una conformación similar al anterior, pero es fácilmente calibrable aplicándole dos valores de presión conocidos. Para utilizar estos últimos sensores, se introduce una sonda llena de solución fisiológica hasta la cavidad o vaso cuya presión se desea medir. Una desventaja de los sensores paracorpóreos es que tienen una menor velocidad de respuesta debido a la inercia de la columna de fluido.

El método fotopletiomográfico es una técnica no invasiva para registrar presión que consiste en rodear un dedo de la mano con un manguito, al cual se aplica, mediante un sistema de control, una presión que iguale en todo momento a la presión de las arterias del dedo (señal monitoreada), de modo que éstas tengan una presión transmural nula. Si esto se cumple, el volumen de estas arterias se mantendrá constante. La señal de referencia se obtiene mediante un LED, cuya luz atraviesa las arterias y es sensada. La intensidad de la luz sensada debe permanecer constante (Ramírez 1999).

Figura 55 Esquema del sensor utilizado para la medición de la tensión arterial.



La tonometría arterial es otra técnica no invasiva muy utilizada que radica en calcular continuamente la presión sanguínea arterial por medio de un sensor aplicado sobre la piel en regiones del cuerpo donde las arterias se ubiquen superficialmente (arterias radial, carótida y femoral). El sensor consiste en un conjunto de transductores de presión (galgas extensiométricas) que miden la fuerza producida por el vaso sanguíneo, transmitida a través de la piel. La fabricación de estos sensores está ligada a la tecnología de circuitos integrados (Terry 1990).

Los transductores de presión son sensores que transforman la presión de un medio en señal eléctrica para su posterior análisis. La medición de la presión puede realizarse empleando diversos principios físicos, algunos de ellos son:

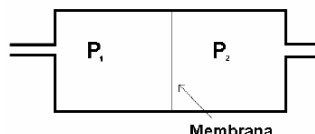
- Bombardeo molecular sobre lámina muy fina.
- Chips sensores de presión.
- Acelerómetros de tecnología integrada.
- Tecnología integrada piezoresistiva.

Los más utilizados en esta área son los basados en tecnología integrada piezoresistiva. Se realizan con galgas extensiométricas (Strain Gages) midiendo presión diferencial.

Transductores de presión diferencial

Los transductores de presión diferencial son utilizados para convertir la presión diferencial obtenida en el neumotacógrafo en señales eléctricas. Estos dispositivos tienen una cavidad hueca separada por una membrana como se muestra en la Figura 56.

Figura 56 Esquema de transductor diferencial.



Principio de funcionamiento del traductor Piezoresistivo

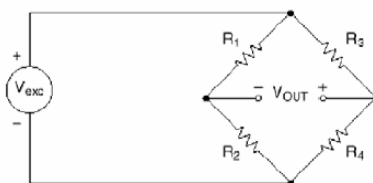
En los transductores Piezoresistivo se coloca de una a cuatro galgas extensiométricas. Cuando hay diferencia de presión a ambos lados de la membrana, se produce un esfuerzo mecánico sobre ella y las galgas extensiométricas experimentan variación de la resistividad. A este cambio de resistividad se le conoce como efecto piezoresistivo.

La variación de resistencia (R) de una galga se puede modelar como:

$$\frac{dR}{R} = k\sigma$$

Donde σ es el estiramiento relativo de la galga ($\sigma = \Delta l/l$), l es el largo y k se define como el factor de galga que depende del material en el cual está construida la galga (para este fin es silicio). Para el caso en que el material de la galga sea silicio, $k \approx 5 \times 10^{-11} \text{ Pa}^{-1}$. Para conocer la variación de resistencia se configura el circuito de forma que sea un puente de Wheatstone como se muestra en la Figura 57.

Figura 57 Puente de Wheatstone.



Si el valor de las resistencias es conocido, al variar la resistencia de la galga (R_1) el voltaje del puente es:

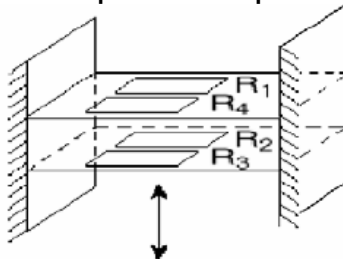
$$V_{out} = \frac{R_1 R_4 - R_2 R_3}{(R_1 + R_2)(R_3 + R_4)} V_{exc}$$

Un problema, además de la alinealidad, es que las galgas varían su resistencia con la temperatura. Para independizar de estos parámetros se colocan cuatro galgas en Full Duplex como se muestra en la Figura 58. Además esta configuración maximiza la salida V_{out} :

$$V_{out} = \frac{\Delta R}{R} V_{exc}$$

Se supone que las variaciones de las resistencias de las galgas es la misma ($R \pm \Delta R$).

Figura 58 Esquema Full Duplex de Galgas.



3. DOCUMENTO CON LA BIOINSTRUMENTACIÓN DE LOS SIGNOS VITALES (ELECTROCARDIOGRAFÍA, FONOCARDIOGRAFÍA, TEMPERATURA, FRECUENCIA RESPIRATORIA, SATURACIÓN PORCENTUAL DE OXIGENO Y PRESIÓN ARTERIAL)

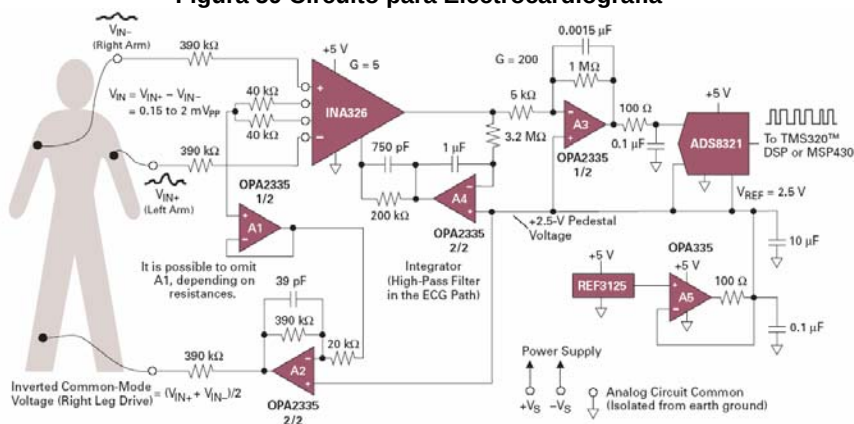
BIOINSTRUMENTACIÓN BÁSICA DEL MÓDULO DE ELECTROCARDIOGRÁFICA

INTRODUCCION

La obtención de la mayoría de las señales electrofisiológicas no es necesario aplicar métodos invasivos al paciente, y estas revelan mucha información, si son correctamente interpretadas por el médico o experto correspondiente. Otro motivo es la fácil adquisición de dichas señales; la mayor parte de las veces solo precisamos el uso de electrodos que adquieran las señales de la piel u otro lugar del cuerpo humano (según sea lo que se desee medir) y cables que la transmitan a la unidad de procesamiento de la misma. Una ventaja agregada con la llegada del computador es la digitalización de la misma. La digitalización es el proceso de tomar muestras de una señal eléctrica analógica y guardar dichas muestras en formato digital. Luego dicha señal se almacena como datos a efectos de ser estudiada, almacenada, procesada o enviada a algún lugar de interés según sea la necesidad requerida; el hecho que la señal sea digital facilita cualquiera de los puntos nombrados anteriormente.

Existen una gran variedad de fuentes de señales electrofisiológicas que son de gran interés para el estudio médico, tales como: el corazón, los ojos, el cerebro, los músculos, etc. El más conocido de los estudios es el ECG (Figura 59), en el cual se estudia la actividad cardiaca a través del registro de las señales eléctricas que emite el corazón.

Figura 59 Circuito para Electrocardiografía



Los valores que se registran en los diferentes estudios aquí referidos son de un valor muy pequeño, del orden de algún milivoltio (ECG) o en algún caso del orden de algunos microvoltios (EEG), según se indica en Tabla 6.

Tabla 6 valores típicos de amplitud de la señal a medir y el rango de interés en frecuencia

PARÁMETRO	FRECUENCIA(Hz)	AMPLITUD
EEG	0 – 150	5-300 μ V
ECG	0.01 – 250	0.5-4 mV
EOG	0,1 – 10	1 μ V
EMG	50 – 5000	1mV

Esto es un problema para el relevamiento de las mismas ya que la visualización se hace muy complicada a estos niveles de voltaje y las hace susceptibles a la interferencia y el ruido. Por este motivo dichas señales se deben amplificar, aislar y filtrar para tener una correcta lectura de los puntos de interés. Cada vez que el corazón late establece un campo dieléctrico, ya que los impulsos que preceden la contracción del corazón excitan las fibras musculares miocárdicas y producen corrientes eléctricas que se difunden por todo el cuerpo; el corazón actúa como un generador dentro de un conductor volumétrico y anisotrópico, motivando que la corriente generada se difunda a la superficie del conductor.

Por lo que se podrá estudiar la actividad cardiaca a través del estudio de potenciales eléctricos que serán adquiridos mediante la ubicación de electrodos en la superficie corporal. La ubicación de los electrodos determina diferentes niveles de potenciales y distintos componentes en frecuencia de la señal a relevar, en particular las componentes de altas frecuencias son las más afectadas. La mayor parte de la energía está concentrada en un rango limitado de frecuencias indicado en Tabla 1 por lo que componentes adicionales en frecuencias mayores solo distorsionarán la señal y deberán de ser filtrados. El modo de medida de las señales electrofisiológicas es de manera diferencial, ya que se registran como la diferencia de potencial eléctrico entre dos puntos. La señal de ECG es muy susceptible a ser afectada por diferentes tipos de señales eléctricas, algunas de carácter externo al circuito de medida y otras de carácter interno.

Para eliminar el efecto de las fuentes de error se debe de tener un buen entendimiento de las mismas y la manera en que estas afectan la señal a medir. Las principales fuentes de ruido son:

1. La fuente de alimentación: ruido provocado por desequilibrios en el transformador de la fuente de alimentación, acoples capacitivos entre el primario y el secundario y ripple.
2. Acoplamiento capacitivo interno entre diferentes componentes.
3. Ruido de componentes: ruido térmico introducido por las resistencias del circuito, ruido de componentes propios.
4. Ruido de cuantización: en caso de procesamiento digital de la señal, el cuantizador introduce un error al transformar la señal analógica a una muestra digital.

La elección de componentes de calidad en el circuito y un buen diseño disminuye en gran parte los efectos antes mencionados.

Fuentes de interferencia:

1. Acoplamiento capacitivo de la red a cables de medida y a electrodos.
2. Acoplamiento capacitivo de la red al paciente.
3. Interferencia de campos magnéticos: los cables de adquisición y el paciente forman un circuito de lazo cerrado, si dicho lazo es atravesado por un campo magnético se inducen corrientes parásitas que generarán distorsión en la señal medida.
4. Potencial de contacto: aparece una diferencia de potencial entre los electrodos y el paciente, el cual varía si se mueve el electrodo.
5. Potencial bioeléctrico: aparece como consecuencia del movimiento del paciente (masa muscular provoca interferencia).

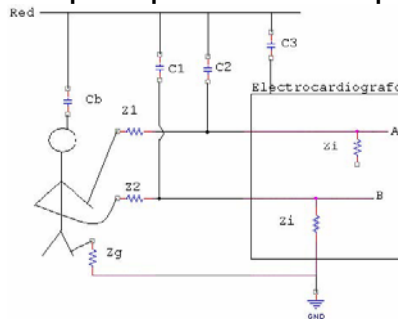
A continuación se presentan algunas soluciones para minimizar los distintos efectos de interferencia antes nombrados y en el mismo orden en que fueron citados:

1. Utilización de cables blindados o apantallados, teniendo especial cuidado de conectar a la entrada modo común del amplificador la pantalla del cable, ya que de lo contrario aparecerían capacidades parásitas mayores (entre la pantalla y el cable) a las que se desean eliminar.

2. Atenuar en el circuito amplificador la señal modo común que genera con el acople capacitivo de la red al paciente. Esto se realiza diseñando un amplificador que tenga baja ganancia a señales en modo común respecto de la ganancia de señales diferenciales.
3. Se trenzan los cables desde el equipo hasta el paciente, disminuyendo así el área de flujo del campo magnético y en consecuencia disminuye la corriente inducida.
4. Mantener los electrodos lo más limpios posibles y se debe utilizar algún tipo de sustancia conductora para disminuir la resistencia eléctrica entre la piel y el electrodo.
5. El paciente se debe de mantener lo más quieto posible.

Un modelo bastante bueno de cómo afecta las señales de interferencia se puede observar en la Figura 60. Z_1 , Z_2 y Z_g son las impedancias dadas por los elementos de adquisición de señales.

Figura 60 Modelo de los acoples capacitivos de la red que producen interferencia



Se modela el acoplamiento de la red a los cables de medida con capacitores C_1 y C_2 , por los que circula una corriente i_{d1} e i_{d2} respectivamente, las cuales supondremos del mismo orden $i_{d1} \approx i_{d2}$ entonces tendremos:

$$v_a - v_b = i_{d2} (Z_1 - Z_2)$$

Valores medidos para cables de 9 m muestran ≈ 6 nA (aunque este valor puede variar), y para una diferencia de impedancia de electrodos de 20 k Ω :

$$v_a - v_b = 120 \mu V$$

Valor que es apreciable en la medida.

El acople de la red al paciente se modela en C_b , el flujo de una corriente i_{db} provocará una señal modo común v_{cm} :

$$v_{cm} = i_{db} \cdot Z_g$$

$$v_{cm} = 0.2 \mu A \cdot 50 k\Omega = 10 mV$$

Este tipo de voltajes no sería problema si el amplificador fuera ideal y Z_i (impedancia de entrada al amplificador) fuera infinito. En la siguiente ecuación se muestra el efecto de dicha señal modo común y como incide la impedancia de entrada:

$$v_a - v_b = v_{cm} \left(\frac{Z_i}{Z_i + Z_1} - \frac{Z_i}{Z_i + Z_2} \right)$$

Como Z_i es mucho mayor que Z_2 y Z_1 en la mayoría de los circuitos, aproximamos la ecuación anterior por:

$$v_a - v_b = v_{cm} \left(\frac{Z_2 - Z_1}{Z_i} \right)$$

Valores típicos medidos indican:

$$v_a - v_b = 10mV \cdot \left(\frac{20k\Omega}{5M\Omega} \right) = 40\mu V$$

La presencia de señales de interferencia en modo común que desean ser atenuadas nos lleva a elegir como amplificador de nuestra señal al amplificador de instrumentación, por su alto rechazo al modo común e impedancia de entrada que presentan.

El Amplificador

La amplificación de la señal se hace en varias etapas, en dos o tres y a veces más. Según sean los requerimientos la señal se puede amplificar hasta 1000 veces para que esta quede en niveles mostrables (por ejemplo por un monitor), se pueda muestrear y digitalizar (caso digital), u otro tratamiento que se le desee dar. La elección o diseño del amplificador de entrada es tal vez la parte mas crucial del circuito, es él quien tiene contacto directo con la señal y las principales fuentes de distorsión; el resto de las etapas son, sin perder importancia, etapas de amplificación y filtrado.

La señal de entrada al amplificador estará compuesta por la suma de dos señales, la señal diferencial (V_d) y la señal modo común (V_{cm}), las cuales serán amplificadas, obteniendo a la salida:

$$V_{sal} = V_0 + e_0 = A_d \cdot v_d + A_{cm} \cdot v_{cm}$$

Donde e_0 es la señal media de salida debido a los componentes de entrada en modo común y V_0 es la señal media de salida debido a la entrada en modo diferencial, A_d es la amplificación efectuada por el circuito amplificador a la señal V_d y A_{cm} es la amplificación que es efectuada por el mismo circuito a la señal V_{cm} .

$$CMRR = \frac{A_d}{A_{cm}}$$

El CMRR o índice de rechazo en modo común se define como:

Y determina cuanto la señal diferencial se amplifica respecto a la amplificación de la señal modo común. Si el CMRR es grande, la señal de interés se amplificará mucho más que la señal modo común. Se puede utilizar para el caso en que deseemos asegurar a la salida un error menor a un porcentaje dado de la señal de interés.

$$e_0 = A_{cm} \cdot v_{cm} \leq \alpha \cdot V_0 = \alpha \cdot A_d \cdot v_d$$

$$CMRR = \frac{A_d}{A_{cm}} = \frac{A_d \cdot v_{cm}}{A_{cm} \cdot v_{cm}} \geq \frac{A_d \cdot v_{cm}}{\alpha \cdot A_d \cdot v_d} = \frac{v_{cm}}{\alpha \cdot v_d}$$

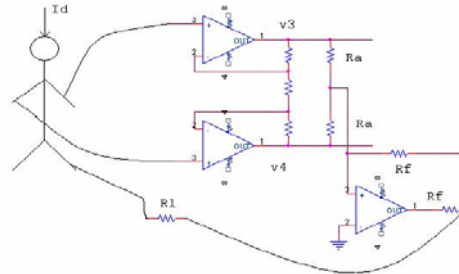
$$CMRR \geq \frac{v_{cm}}{\alpha \cdot v_d}$$

Con el conocimiento aproximado de las señales V_d y V_{cm} y estableciendo el porcentaje deseado de la señal interferencia respecto a la señal a medir, α (por ejemplo: $e_0 = (1\%) \cdot v_0$) establecemos el CMRR requerido por el circuito. Para el caso de no poder aumentar (según algún requerimiento exigido) el CMRR debemos de disminuir la entrada en modo común. Una manera de hacerlo se muestra en la Figura 61. Este circuito se denomina derivación de pierna derecha. El tercer operacional censa la señal modo común en la pierna derecha, a través de las resistencias R_a , la amplifica, invierte y realimenta a través de R_i . Esto implementa una realimentación negativa que disminuye la señal modo común a la entrada del amplificador.

Cuando el amplificador satura luego de un largo transitorio de V_{cm} aparece en su salida el voltaje V_{cc} (de alimentación del operacional). La pierna derecha está ahora conectada a tierra a través de esta fuente (V_{cc}) y las resistencias R_f y R_o . Para limitar la corriente por la pierna dichas resistencias se

eligen del orden de los 5 MΩ. Este hecho provoca que la corriente i_d (dependiente de V_{cc} , R_f y R_o) sea muy pequeña y continua, en consecuencia V_{cm} también.

Figura 61 Circuito para disminuir la entrada en modo común



Cuando no satura queremos que V_{cm} sea lo mas pequeña posible, esto implica que tenga un camino a tierra con baja impedancia lo que se logra eligiendo R_f grande y R_a relativamente chica. Valores típicos de $R_a=25\text{ k}\Omega$, $R_f=100\text{ k}\Omega$ (modelo de un mal electrodo) y $R_f=5\text{ M}\Omega$ resultan en una resistencia de descarga a tierra de:

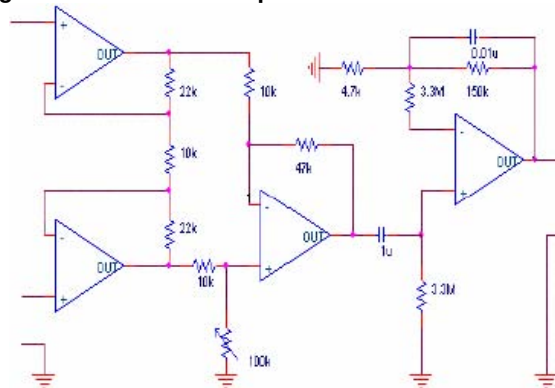
$$\frac{R_f}{1 + 2R_f/R_a} = 249\ \Omega$$

Una parte no alcanzada en este estudio es la seguridad del paciente o aislamiento del mismo respecto de corrientes que puedan afectar su salud. No se deben de permitir que fluyan corrientes mayores al miliamperio por el cuerpo del paciente, pues estas pueden traer consecuencias, desde la contracción involuntaria de los músculos hasta la fibrilación ventricular. Este es otro importante requisito en los equipos de medición de señales electrofisiológicas.

Circuito

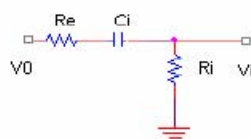
Un modelo de circuito de amplificación y filtrado (Figura 62) para mostrar los parámetros típicos de diseño del mismo y algunas de sus características. En el circuito propuesto en la Figura 4 la impedancia de entrada al circuito de amplificación está dispuesta por la impedancia de entrada de los amplificadores operacionales, la cual es del orden de los Tera ohmios en caso de utilizar amplificadores operacionales fabricados con transistores JFET y en el orden de los megaohmios para operacionales fabricados con transistores BJT. Estas altas impedancias de entrada de los operacionales los hacen idóneos para la etapa de entrada del circuito de amplificación y medida.

Figura 62 Circuito de amplificación de la señal de ECG



En este circuito (Figura 63) se conectan directamente las entradas a los electrodos y no a través de capacitores de desacople para asegurar una correcta respuesta en baja frecuencia. Si conectásemos condensadores de desacople a la entrada de los operacionales estaríamos implementado en la entrada del circuito un filtro RC pasa altos modelado como en la Figura 64, el cual puede llegar a atenuar señales en la zona de interés.

Figura 63 Filtro pasa altos que se implementa al conectar condensadores de desacople a la entrada de los operacionales

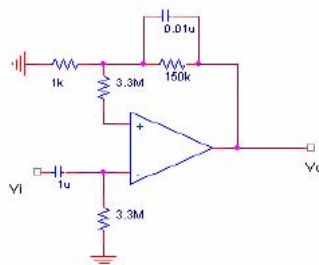


Ri resistencia de entrada al operacional y Ci condensador de desacople y Re resistencia de los electrodos.

Este filtro tiene una transferencia:

$$\frac{V_o}{V_i} = \frac{R_i \cdot C_s}{(R_i + R_e)C_s + 1}$$

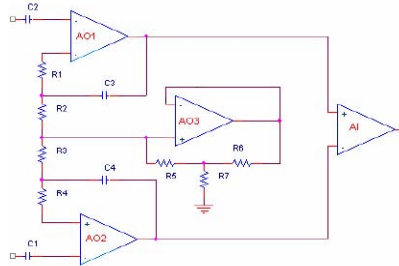
Figura 64 Detalle del amplificador de salida que implementa un filtro pasabanda en la zona de interés.



En la segunda etapa (Figura 65) se introducen los capacitores de desacople los cuales permitirán al eliminar la componente de continua y amplificar nuevamente la señal sin que los operacionales saturen debido a dicha señal. Este circuito actúa en consecuencia como filtro de la zona de interés. El condensador de acople se elige de 1µF y la resistencia en la entrada a tierra de 3.3 MΩ para formar de esta manera un filtro pasa altos de frecuencia de corte 0.05 Hz. La etapa de salida es un filtro amplificador no inversor de ganancia 32. Se agrega un resistor de 3.3 MΩ para balancear las impedancias de las corrientes de bias del amplificador operacional. La resistencia de 150kΩ y el capacitor de 0.01 µF proveen un filtro pasabajos de frecuencia de corte 100 Hz, dejando a la salida la zona de interés.

Otro posible circuito de entrada puede ser el presentado en la Figura 65. Este circuito tiene condensadores de desacople a efectos de eliminar la señal de continua a la entrada de la etapa de amplificación. El problema de alta impedancia y corrientes de bias de los operacionales de entrada lo elimina mediante el uso de un tercer amplificador (AO3) que conectado según la configuración mostrada en la Figura 65 funciona como una alta resistencia vista desde el nodo donde se unen R2 y R3 hacia tierra. Al ser un amplificador de instrumentación el cual no detallaremos ya que podemos elegirlo igual al amplificador de la primera etapa del circuito de la Figura 64 o podríamos elegir en su lugar un filtro amplificador.

Figura 65 Circuito de entrada de amplificación con condensadores de desacople



La impedancia vista desde el nodo que une R3 y R2 es:

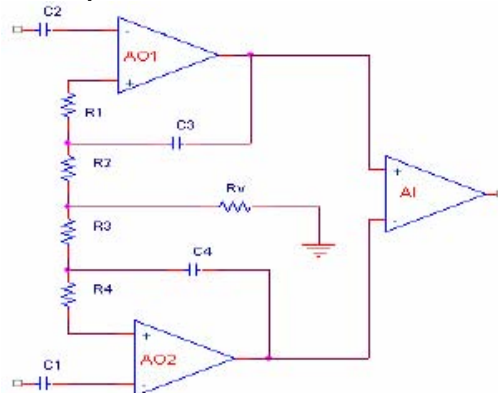
$$R_v = \left(R_7 + R_5 + \frac{R_7 \cdot R_5}{R_6} \right) \left(\frac{1}{1 + \frac{R_7}{(1 + A_o) R_6}} \right)$$

Donde A_o es la ganancia propia del operacional. Suponiendo $A_o \gg 1$ (cosa que es coherente), se puede aproximar R_v por:

$$R_v = \left(R_7 + R_5 + \frac{R_7 \cdot R_5}{R_6} \right)$$

Esta resistencia (R_v) queda en serie con R_3 y R_2 en su camino a tierra, según se muestra en la Figura 66. Es evidente que podemos lograr grandes valores de resistencia R_v con la elección de resistencias no tan grandes (R_7 , R_5 y R_6).

Figura 66 Circuito de entrada de amplificación con la resistencia vista desde el nodo que une R3 y R2



BIOINSTRUMENTACIÓN BÁSICA DEL MÓDULO DE FONOCARDIOGRAFÍA

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 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. El instrumento utilizado clásicamente para captar los sonidos

cardíacos es el estetoscopio o fonendoscopio, que tiene por objeto transmitir los sonidos cardíacos con la menor distorsión y pérdida de amplitud posible. La auscultación del corazón normal descubre en general sólo dos ruidos: S1 (“dumb”), que es una vibración amplia y aparece 0.02 sg, después de comenzar el complejo QRS en el ECG, y S2 (“tub”), que es más breve y agudo, y coincide con el final de la onda T. 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 preamplificadora seguida de un filtrado activo para adecuar la señal en su espectro de frecuencia entre 10 – 100Hz respectivamente, y así de esta forma puede ser registrada y grabada en el PC (Figura 67).

Figura 67 Diagrama a bloques



Adecuador de Señal. Su función es adecuar la tensión de salida entregada por el micrófono piezoeléctrico TSD108, evitando las componentes DC y la superposición de las señales en modo común; ya que esta etapa acopla directamente al preamplificador (Amplificador de Instrumentación).

Preamplificador. En esta etapa se utiliza el amplificador de instrumentación (por ejemplo, INA114AP), con una ganancia fija de $A_v = 1 + \frac{50k\Omega}{20\Omega} = 2501$ (Ver Figura 68). A esta etapa acopla directamente la etapa de adecuador de señal.

Filtro Pasa Banda. El circuito de la Figura 69, 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 (TL084CN) se utiliza como amplificador de ganancia unitaria. A la etapa de filtrado Pasa Banda se acopla dos seguidores de tensión en serie con condensadores de desacoplo de corriente DC conectados a jack ¼ mono, como salida a la tarjeta del PC respectivamente.

A fin de garantizar que la respuesta a la frecuencia sea plana durante los valores de pasabanda se aplican los siguientes cálculos:

El rango de frecuencias comprendidas entre f_H y f_L sirven para determinar el ancho de banda $B = f_H - f_L$

y la frecuencia resonante $f_r = \sqrt{f_L f_H} = \sqrt{(10Hz)(100Hz)} = 31.62Hz$ con una selectividad de filtro Pasa

$$Q = \frac{f_r}{B} = \frac{31.62Hz}{90Hz} = 0.35$$

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

Figura 68 Circuito Preamplificador

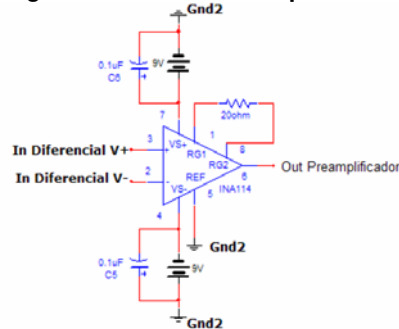
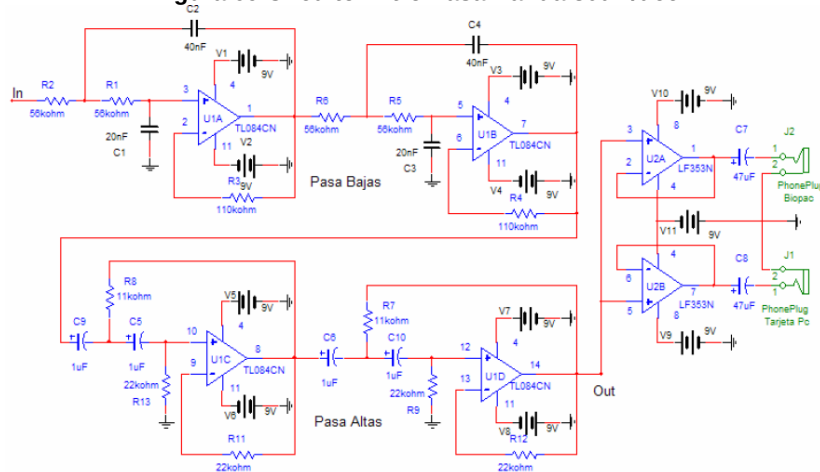


Figura 69 Circuito Filtro Pasa Banda 80dB/dec



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.

BIOINSTRUMENTACIÓN BÁSICA DEL MÓDULO DE TEMPERATURA

Los termistores, del inglés “thermistor” (Thermally Sensitive Resistor), son dispositivos, basados en materiales semiconductores, cuya resistencia varía con la temperatura. Si su coeficiente de variación con la temperatura es negativo se denominan NTC (Negative Temperatura Coefficient), mientras que si es positivo se denominan PTC.

El fundamento de los termistores está en la dependencia de la resistividad de los materiales semiconductores con la temperatura, debida a la variación con está en el número de portadores libres. Al aumentar la temperatura, en general lo hace también el número de portadores libres reduciéndose, por tanto la resistencia, de ahí el coeficiente de temperatura negativo. Esta dependencia varía con las impurezas, y si el dopado es muy intenso, el material presenta, en determinados rangos de temperatura, propiedades metálicas con coeficiente positivo (PTC) en dicho margen.

Como ejemplo para el desarrollo del módulo de Temperatura se trabajar con una NTC cuya resistencia a 25°C es de 3000 Ohm, y su variación responde a la siguiente Tabla según el fabricante:

Ref: RS 151-215	
Temp (°C)	Res (Ω)
-60	421.470
-50	201.030
-40	100.950
-30	53.100
-20	29.121
-10	16.599
0	9.795
10	5.970
20	3.747
30	2.417
40	1.598
50	1.080
60	746,4
70	525,6
80	376,5
90	274,6
100	203,5
110	153,1
120	116,8

Otras características son:
Tolerancia (0 a 70°C) +/-0.2°C
Cte de disipación: 1mW/°C
Cte de tiempo: 10 seg.

La representación gráfica (Figura 70) de parte de la anterior tabla, la respuesta de la NTC es fuertemente no lineal. Para un rango más estrecho (ejemplo 0 a 70 °C) se suele utilizar como aproximación analítica la expresión:

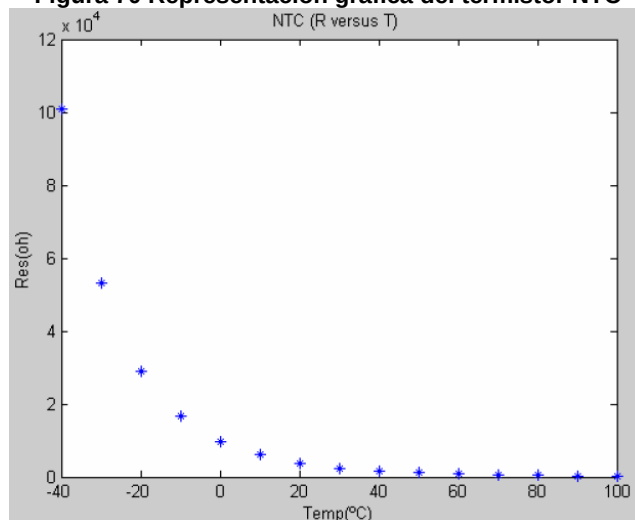
$$R(T) = R_0 e^{B\left(\frac{1}{T} - \frac{1}{T_0}\right)}$$

Aplicando esta función a los datos de la tabla en el rango reducido anterior se puede modelar el comportamiento de la sonda con los parámetros:

$$T_0 = 0^\circ\text{C} = 270 \text{ }^\circ\text{K}; R_0 = 9795 \text{ Ohm}; B = 3913 \text{ }^\circ\text{K}$$

En la Figura 71 se representan los datos de la tabla y la correspondiente función con los anteriores parámetros. Debido a esta fuerte alinealidad, para trabajar con NTC en el diseño de termómetros se suelen aplicar técnicas de linealización.

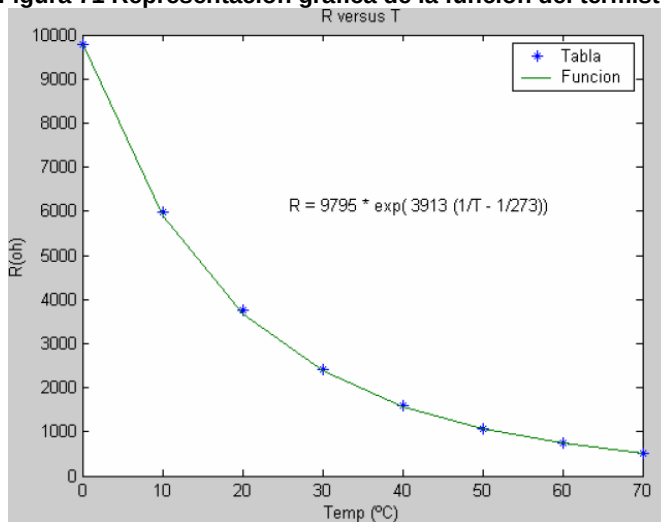
Figura 70 Representación gráfica del termistor NTC



LINEALIZACION DE NTCs

La técnica mas utilizada, y la mas sencilla, para linealizar la respuesta de la NTC en un rango de temperaturas determinado es colocar una resistencia de valor fijo (R_p) en paralelo con dicha NTC. La resistencia resultante del paralelo de ambas, sigue siendo variable con la temperatura, con una linealidad superior a la NTC sola, aunque a costa de una menor sensibilidad con dicha temperatura.

Figura 71 Representación gráfica de la función del termistor

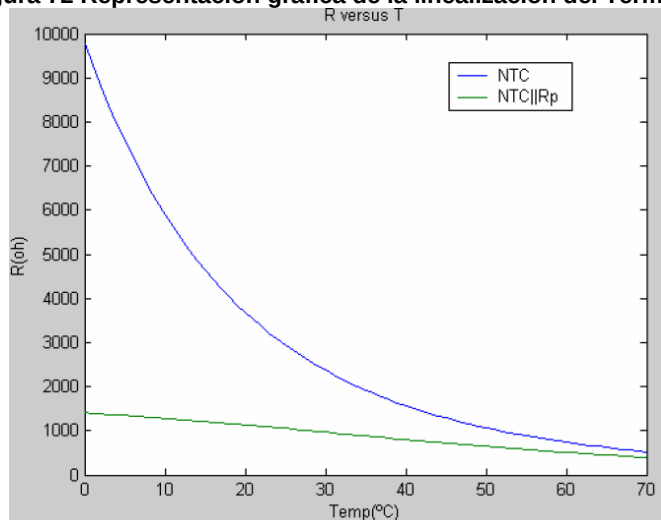


Para la elección del valor de la resistencia R_p se utilizan diferentes técnicas: una de ellas es escogerla de manera que en el punto central de nuestro rango la resistencia resultante del paralelo de ambas tenga un punto de inflexión, esto es la segunda derivada de R_{total} frente a T sea cero en ese punto.

Esto es: $R_t(T) = \frac{NTC * R_p}{NTC + R_p}$; la condición es $\left(\frac{d^2 R_t}{dT^2}\right)_{T_c} = 0$ donde T_c es la temperatura central del rango.
De esta condición se deduce el valor de R_p : $R_p = NTC(T_c) * \frac{B - 2T_c}{B + 2T_c}$

En la Figura 72 se representan para un rango de 0-70°C la variación de la NTC y la variación del paralelo de NTC con R_p , calculada de acuerdo a la anterior ecuación. Puede observarse como se ha perdido sensibilidad ganando a cambio linealidad.

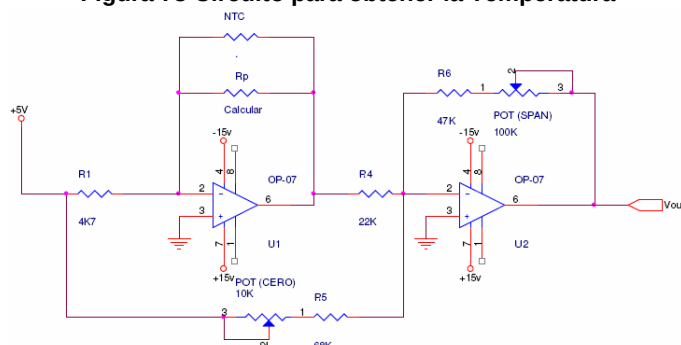
Figura 72 Representación gráfica de la linealización del Termistor



Circuitos de Adaptación

El circuito de adaptación previsto para este termistor se observa en la Figura 73. Consiste, sencillamente en un amplificador en dos etapas diseñado para obtener una tensión proporcional a la temperatura en grados Centígrados (de 0 a -5volts en un rango de 0 a 70°C, nótese la pendiente negativa). Se dispone de dos potenciómetros de ajuste para el cero y el fondo de escala.

Figura 73 Circuito para obtener la Temperatura



Desarrollo

Para el desarrollo de se dispone de un baño cuya dotado de una resistencia eléctrica, lo que permitirá subir la temperatura del mismo. Instaladas en su tapa se encuentran varias sondas de temperatura,

entre ellas una sonda que actuará como referencia. Si la variación de temperatura es lenta se puede suponer como hipótesis de trabajo que la temperatura de todas las sondas es la misma.

Ajuste de cero y fondo de escala

1. Inicialmente el baño se encuentra lleno con una mezcla de agua y hielo por tanto a una temperatura cercana a 0°C. Conectar la sonda al circuito y alimentar a +/- 15 Vdc. Ajustar el potenciómetro de cero hasta que la tensión de salida sea 0 volts.
2. Una vez ajustado el circuito, vaciar el hielo del baño dejando el agua. Enchufar a la red directamente el baño y comenzar a calentar, hasta alcanzar los 70 °C. Desconectar la fuente de energía, por efecto de la inercia del sistema la temperatura subirá algunos grados. Esperar a que vuelva a bajar hasta los 70 °C. Ajustar el potenciómetro de Span para obtener una tensión de salida de -5 volts para esta temperatura.
3. En este momento hemos calibrado nuestro sistema para una función de transferencia de (0 a -5 volts) para un rango de temperaturas de (0 a 70°C).

BIOINSTRUMENTACIÓN BÁSICA DEL MÓDULO DE FRECUENCIA RESPIRATORIA

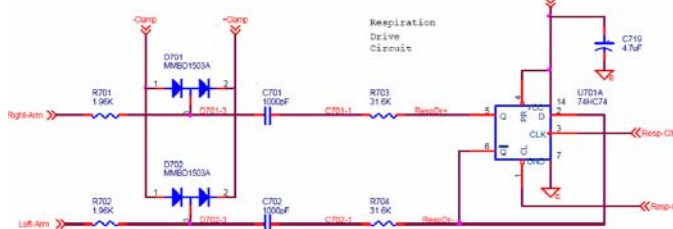
La impedancia respiratoria mide un cambio de resistencia a través del pecho del paciente durante la respiración. Los electrodos RA y LA (I Derivada) son usados para adquirir la señal respiratoria. Una fuente de corriente es conducida a través del paciente, y el voltaje desarrollado a través del paciente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

La Fuente De Corriente – Controlador de Corriente

Una fuente de corriente alterna (Figura 74) es utilizada como la señal de energía de entrada, una onda cuadrada de 34.8KHz. La señal de sincronismo oscila a 76.8KHz, y se transmite a través de optoacoplador U710. El Flip Flop U701, configurado como divisor por 2, convierte esta señal a 34.8KHz. La corriente a través del paciente esta en el orden de 150µA pico a pico, determinada por la salida de U710 (5V) y la impedancia en serie del circuito, la resistencia del cable alrededor de 69KΩ. La impedancia del paciente es pequeña (< 2K) comparada para la impedancia de serie y tiene mínimo efecto en la magnitud del paso de corriente.

Los diodos se usan para proteger los circuitos de respiración en el caso de un pulso de Desfibrilación.

Figura 74 Controlador de Corriente



El Amplificador Diferencial y Detector de Pico

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 Diferencial (Figura 74)



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

formado por U702A B. Este amplificador convierte esta señal pequeña diferencial a través del paciente en una señal mayor, con una ganancia de 16.8. Invertiendo esta señal (U703A), y sumando la señal original a la señal invertida a través del Diodo D705 dual formando un detector de pico síncrono. Luego, el voltaje en C711 es la resistencia de corriente directa vista a través de RA para amortiguador LA. Esta resistencia de la línea de fondo es digitalizada, y si la señal es demasiado grande ($> 2.5K$), entonces un mensaje Respiración ha fallado es exhibido. Note que esta medida del circuito incluye los dos reóstatos de $1K\Omega$ del cable de ECG. Esta resistencia del $2K\Omega$ es sustraída por software antes de determinar si esta fuera de la condición.

Ganancia y Filtrado

El voltaje DC obtenido (la resistencia de la línea de fondo) de la señal de respiración no es necesitado, así que la señal es acoplada después la corriente alterna, y la ganancia adicional aplicada antes de la digitalización. El filtrado pasa bajas es realizado a estas instancias para reducir ruido de alta frecuencia fuera del ancho de banda de la señal de respiración. Un circuito reinicia la línea de fondo (el interruptor del transistor Q701) rápidamente restaurar la frecuencia alta si el voltaje DC está presente, por ejemplo un cable desconectado.

BIOINSTRUMENTACIÓN BÁSICA DEL MÓDULO DE SATURACIÓN PORCENTUAL DE OXÍGENO

Introducción

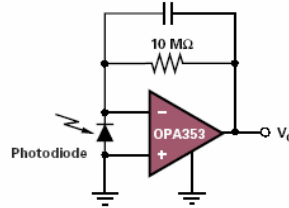
La oximetría de pulso o pulsioximetría es la medición, no invasiva, del oxígeno transportado por la hemoglobina en el interior de los vasos sanguíneos.

El sensor es una punta de detección de oxígeno, se coloca al dedo del pie o al dedo de un paciente, conectado con un sistema de adquisición de datos para el cálculo y la exhibición del nivel de la saturación del oxígeno, del ritmo cardíaco y del flujo de la sangre. Las fuentes de luz son diodos emisores de luz roja e infrarroja visible. La hemoglobina desoxigenada permite que la luz más infrarroja pase a través de ella y absorbe la luz roja; la hemoglobina altamente oxigenada permite que la luz más roja pase a través y absorbe la luz infrarroja. El oxímetro detecta y calcula la cantidad de luz en esas longitudes de onda proporcionales a la saturación del oxígeno (o a la desaturación) de la hemoglobina.

Debido al uso de la luz en la medida de la absorción, para el diseño se necesita una conversión de "luz-a-voltaje" usando la corriente, como la señal de entrada. La configuración del amplificador para el fotodiodo es un amplificador clásico de transimpedancia retroalimentado con una resistencia y un capacitor como integrador. En cualquier configuración del amplificador, el voltaje de la salida que resulta es leído por un convertidor de analógico-digital y serializado para el microcontrolador MSP430 o TMS320™ DSP para procesar.

Usando el amplificador como inversor (Figura 75) la luz del fotodiodo produce una pequeña corriente que fluye hacia el amplificador. Dado que el valor de la resistencia de retroalimentación es muy grande, el circuito es muy sensible a los cambios en intensidad de luz. Por ejemplo, una señal de la luz de apenas $0,001 \mu W$ puede producir una salida muy alta.

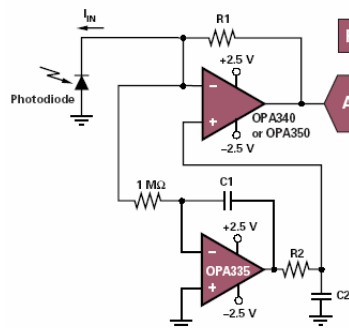
Figura 75 Circuito inversor



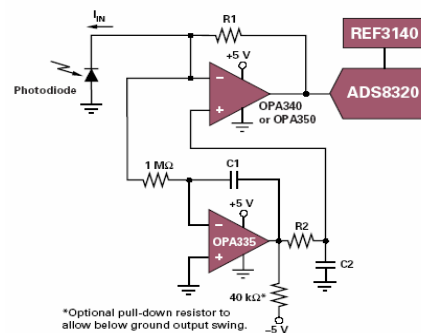
Dependiendo de los requisitos del diseño, puede ser muy útil lograr una oscilación de la salida negativa. Las configuraciones del amplificador de transimpedancia se observa en la Figura 76. Una resistencia pull-down colocado a -5 V permitirá que una oscilación negativa y de esta manera reducir al máximo errores consiguiendo la salida muy cerca de cero voltios. Dependiendo de requisitos del diseño, puede ser muy útil alcanzar el oscilación de la salida abajo a o bajo tierra. Las configuraciones del amplificador de transimpedancia demostradas en la Figura 76 permiten la oscilación positiva en la figura A y muy cerca de tierra en la figura B. Un resistor pull-down atado a -5 V permitirá que el oscilación levemente bajo tierra reduzca al mínimo errores mientras que la salida consigue muy cerca de voltios cero.

Figura 76 Configuración para la detección de SpO₂

A. Dual Supply

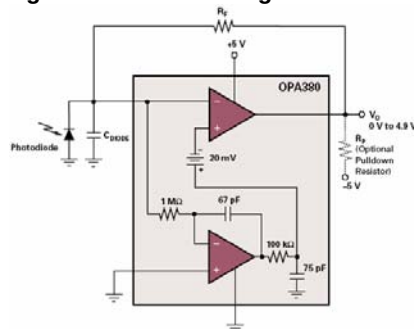


B. Single Supply



El circuito integrado OPA380 (Figura 77) es una combinación monolítica de la alta velocidad. Tiene un ancho de banda 90MHz y trabajo como amplificador de transimpedancia a 1-MHz con la precisión extremadamente alta (25-μV de offset y sensibilidad de 0.1-μV/°C).

Figura 77 Circuito Integrado OPA380

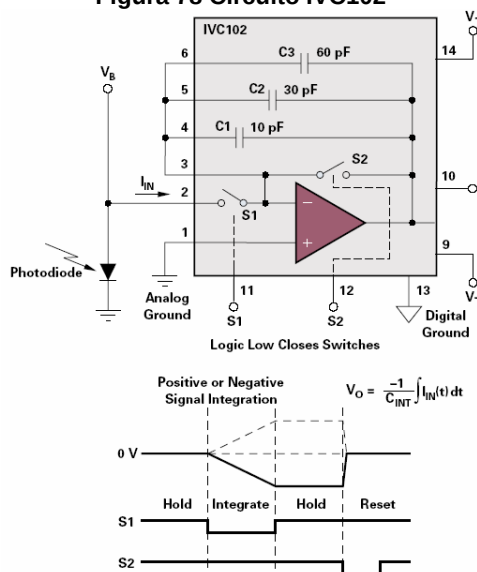


Dependiendo de los requisitos del diseño, un circuito integrador de switcheo puede ser una solución muy eficaz. El circuito integrado IVC102, no sufre problemas de estabilidad de corriente encontrados comúnmente en el transimpedancia debido a la resistencia grande de retroalimentación. Usar un fotodiodo con dos circuitos integrados IVC102s eliminará la corriente y errores ligeros de ambiente, como los errores en modo-común. Además, el IVC102 permite muestreo sincronizado con un número entero múltiplo de la frecuencia de línea de AC, rechazamiento extremadamente el ruido. El aumento de la Transimpedancia se puede cambiar fácilmente agrandándola o acortándola integrando el tiempo con el switch S2 (Figura 78).

Requerimientos para el amplificador de Transimpedancia

- Baja entrada de corriente sobre el rango de temperatura de interés
- Baja entrada capacitiva relativa a la capacitancia del fotodiodo
- Excelente ancho de banda
- Bajo voltaje de ruido
- Bajo voltaje de offset sobre temperatura para una máxima precisión
- Sistema de alimentación sencilla

Figura 78 Circuito IVC102



Diseños indirectos

Un condensador pequeño (< 1pF) en lazo cerrado (C_F) controla los picos causados por la capacitancia del diodo. El ruido (fluctuación del voltaje de salida) es causado por la retroalimentación de la resistencia, el amplificador y el ruido ambiental (60Hz). Para reducir al mínimo el ruido en el circuito, el diseñador debe elegir un amplificador de bajo ruido, seleccionando una resistencia grande de retroalimentación y protección de RadioFrecuencia a las entradas del amplificador, filtrando las frecuencias bajas.

Si la resistencia del fotodiodo es más grande que la resistencia de retroalimentación, el voltaje de offset no es significativo. Si se estabiliza el voltaje de offset se puede trabajar con el circuito integrado OPA335.

BIOINSTRUMENTACIÓN BÁSICA DEL MÓDULO DE PRESIÓN ARTERIAL

Circuitos PANI

Seguridad

Dos transductores de presión son usados, un transductor primario y de seguridad. El primario se usa para hacer todas las medidas BP. Los circuitos del hardware monitorean la salida del transductor primario, buscando sobrepresión. Además, con software se monitorean las salidas digitalizadas del transductor primario, y detectan defectos de sobrepresión. Los siguientes defectos de sobrepresión son detectados por software (monitoreados una vez por segundo):

1. Presión ≥ 10 mm Hg para 295 segundos.
2. presión ≥ 15 mm Hg para 175 segundos.
3. presión > 295 mmHg para 0.5 segundos.

Amplificación del Transductor Primario:

El transductor primario (Figura 79) de presión es un transductor completamente calibrado y compensado con fortalecimiento en la amplificación de tensión. La salida del transductor es proporcional al voltaje suministrado. Con una alimentación de 5V, la salida del transductor es:

- 0mmHg 0.5V.
- 300mmHg 4V.

El amplificador operacional U204A se usa para igualar el cambio en la salida del transductor algo semejante al voltaje nominal pues 0mmHg está colocado para 0.75V. El Pc monitorea el voltaje digitalizado de presión de cero, y cualquier offset se corrige.

Esta corrección viene de la suma total de una señal de corrección de error a través de amplificador operacional U204B. El Pc devolverá un ancho de pulso, señal modulada a 76.8KHz. Esta señal es filtrada (RC) para proveer respecto al voltaje DC en U204-5. Esta señal puede ajustar el offset visto en el convertidor A/D por ± 20 mmHg.

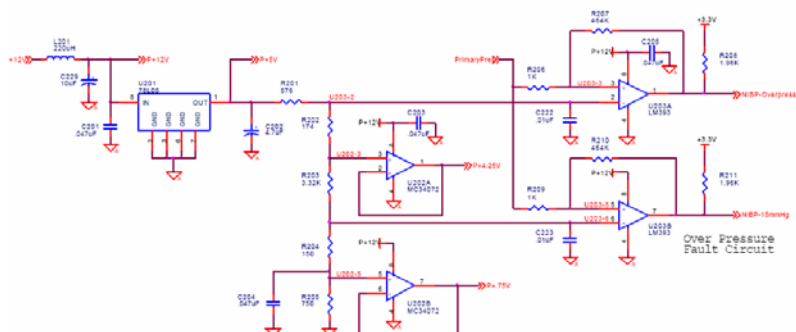
Amplificación y seguridad del Transductor

El transductor de seguridad (Figura 80) es compensado por temperatura, pero la ganancia y el cero no son calibrados. El transductor de seguridad no incluye amplificación propia. La salida del transductor de seguridad es un voltaje diferencial, proporcional a la presión a través del dispositivo.

La exactitud inicial del transductor de seguridad es muy imprecisa, del orden de ± 50 %. Sin embargo, la respuesta sobre el tiempo y la temperatura es muy buena. Luego, hay que calibrar la salida del transductor de seguridad. Esto se hace, midiendo la presión de salida del transductor de seguridad, y almacenando constantes de calibración en memoria RAM. Usando un procedimiento de calibración de dos puntos. La calibración se realiza en la fábrica, y puede ser recalibrado si es necesario.

regulador es el voltaje del suministro para el transductor primario, y sienta la salida primaria proporcional al voltaje de suministro, los errores de tolerancia en el regulador no son críticos.

Figura 81 Circuito de Sobrepresión



Relay de manejo de la Bomba:

Dos interruptores duales independientes, el transistor, Q202 y Q203 controlan la bomba y la válvula. Q202 está controlado por circuitos lógicos desde el Pc, bajo los valores normales de condición. Q202 es sólo abierto en una condición de error (sobrepresión, el error de calibración A/D, o el transductor primario). Una vez que un defecto es detectado, Q202 permanecerá accesible hasta que la alimentación se refresque. Bajo la operación normal, el transistor dual Q203 se usa para conectar la bomba y cerrar la válvula. Las órdenes que se imparten en la válvula se controlan por software. Nótese que la válvula está normalmente abierta. Luego, en caso de no existir alimentación, la válvula estará en la condición normal.

DAISSY CAROLA TOLOZA CANO
Director del Proyecto