

EL SISTEMA INSTRUMENTO – HOMBRE.

Introducción.

Si se quieren medir las características de un fenómeno determinado por medio de un juego de instrumentos más un medio adecuado para mostrar la información en forma legible hablamos que estamos en presencia de "un sistema de instrumentación", es decir, conformado por varios componentes cada uno con sus propias características que se pueden acoplar entre si para ser de utilidad.

Es practica común en la ingeniería electrónica, por ejemplo, la medición de señales de salida de determinado elemento (caja negra) luego de alimentarlo con señales de entrada, siendo el principal propósito, analizar el comportamiento de esa caja negra (diseño) mediante una combinación de ecuaciones matemáticas relacionadas con los valores de las señales de entrada y salida. Estas funciones pueden ser sencillas, por ejemplo, si colocamos un caldero con agua sobre fuego, el agua se va a calentar y posiblemente a hervir (temperatura de ebullición), pero algunos procesos son extremadamente complejos, por ejemplo, el ser viviente, analizado desde el punto de vista de establecerlo como un sistema.

Todo organismo viviente y en especial el ser humano es una de las cajas negras más complejas de estudio, pues dentro de esta "caja", pueden encontrarse subsistemas eléctricos, mecánicos, ópticos, acústicos, térmicos, químicos, hidráulicos, neumáticos, entre otros muchos más, pudiendo existir además una influencia recíproca entre ellos.

También contiene un poderoso computador, varios sistemas de comunicación y una gran variedad de sistemas de control. Para complicar más la definición de características de esta "caja negra" en base a señales de entrada y salida, pronto se comprende que no existe una relación determinada entre estas, esto es, aplicaciones de entrada no siempre producirán los mismos valores de salida. Es pues, un hecho comprobado, que las misma señales de entrada nos darán múltiples opciones de respuesta o señales de salida. Esta variación en las señales de salida tiene su transfondo en el ambiente que rodea a ese ser viviente y por los pensamientos de aceptación, rechazo, desconfianza, etc, con que se somete el ser humano a los estudios de sus sistemas. Es decir, los sentimientos, disposición y experiencias, propias o de referentes, complican el posible resultado esperado ante un estímulo aplicado.

Hay un factor más que complica el análisis de este sistema viviente: los instrumentos mismos que se utilizan en el análisis afectan la señal de salida o influyen negativamente en su resultado.

Sobre esta base en apariencia endeble, cambiante y sorpresiva, la instrumentación médica debe ser capaz de auxiliar al médico y al investigador, en obtener mediciones significativas tratando al máximo de no lastimar y molestar al paciente ("caja negra")

Debido a la interacción entre los instrumentos y el sujeto del cual se desean obtener mediciones, se debe considerar a ambos (instrumentos y hombre) como un solo sistema. Es decir, para que la información obtenida tenga significado, las características del

sujeto deben tomarse en cuenta y al hacer esto deja de ser una caja negra para convertirse en todo un sistema nuevo: EL SISTEMA INSTRUMENTO – HOMBRE.

Objetivos básicos de un Sistema de Instrumentación Biomédica.

Sabemos que mucha de la historia de la ciencia y de la ingeniería en general y de la electrónica y la bioinstrumentación en particular tiene que ver con mediciones.

Para obtener mediciones válidas de un cuerpo viviente es necesario un conocimiento adecuado del sujeto sobre el cual se desea obtener información. Dentro del cuerpo humano pueden encontrarse sistemas eléctricos, mecánicos, térmicos, hidráulicos, neumáticos, químicos y probablemente otros varios, los cuales se comunican con el ambiente externo al organismo y con otros sistemas dentro del cuerpo. Por medio de un sistema de control y de alta comunicación los sistemas individuales están organizados para llevar a cabo labores complejas de desarrollo, crecimiento, mantenimiento, reparación, etc. siendo capaz de mantener la vida, ejecutar labores físicas y mentales, adquirir una personalidad y relacionarse socialmente y aún reproducirse, auto curarse y defenderse. Este complejo conjunto de sistemas y subsistemas se denominan Sistemas Fisiológicos del Cuerpo.

Se pueden llevar a cabo mediciones en los distintos niveles de la organización del cuerpo humano, hasta el nivel máximo de la organización: el ser humano como unidad, ser independiente, único, quien se comunica con el medio ambiente y con otros seres humanos, en diversas formas. Estos métodos de comunicación pueden considerarse como entradas y salidas de la “caja negra”, pudiendo medirse y analizarse en una variedad inmensa de formas.

Posterior al cuerpo como unidad, encontramos a los principales sistemas del organismo, el sistema nervioso, el sistema cardiovascular, etc, que a su vez se dividen en sub sistemas, órganos y aún llegar hasta el nivel celular.

El propósito de la instrumentación médica es hacer posible la medición y análisis de la información suministrada por los diferentes elementos del cuerpo humano con el objetivo de dar información válida desde el punto de vista de la salud (medicina) para diagnóstico, evaluación y control.

Las señales biomédicas suplen información del cuerpo humano, la cual utilizan los ingenieros en el desarrollo de la debida tecnología para procesarla y presentarla a través de los equipos biomédicos. Estas señales se definen, por su dependencia en el tiempo, como VARIABLES FISIOLÓGICAS, es decir, se trata de procesos fisiológicos del cuerpo (ser vivo) que varía con el tiempo)

Si fuera posible medir todas las variables fisiológicas en los distintos niveles de la organización, el funcionamiento del cuerpo y la mente, podrían comprenderse mejor y estaríamos facultados para proceder a definirlos dentro de las leyes conocidas de la física, de la química y otras ciencias. Por supuesto, esto no es posible debido entre otros a los problemas de acceso e influencia recíproca entres sistemas.

Problemas que afectan la medición en los Sistemas Vivientes.

Aquí nos referimos en preferencia al ser humano, físico-anatómico, pensante y espiritual, relacionado socialmente en un mundo cambiante, con sus dificultades de suministrar información “limpia” capaz de ser evaluada para su beneficio y salud, limitada por los siguientes problemas:

1. Inaccesibilidad de variables a medir: muchos parámetros fisiológicos aún hoy se desconoce como medirlos.
2. Inestabilidad de la información, lo que implica hacer varias determinaciones y crear estadísticas para posterior análisis.
3. Desconocimiento de muchas interrelaciones entre sistemas.
4. Interacción entre sistemas fisiológicos en donde unos alteran a los otros y viceversa.
5. Efecto de los instrumentos de medida, sensores y equipos electrónicos sujetos a alteraciones en la medición e incluso sensores que modifican la señal que están midiendo.
6. Limitaciones de energía por temor a dañar órganos sanos.
7. Artefactos o componentes no deseados de una señal, ajenos a la variable en estudio.
8. Seguridad para no comprometer la salud del ser viviente bajo estudio y no obtener de éste una demanda judicial.

Factores que afectan la obtención de valores aceptables en el Sistema Viviente.

El proceso debe evitar condiciones indeseables, incómodas y molestas para el sujeto bajo estudio, incluyendo, por supuesto, el poner en riesgo su vida.

1. Condiciones generales de seguridad, no solo en obtener información certera sino en no afectar al sujeto causándole daño innecesario.
2. Ambiente en que el trabajo se realiza, muchas veces contaminado y con riesgo de producir lesiones.
3. Personal que realiza el trabajo con todas las condiciones que un ser humano carga: responsabilidad, exigencia, habilidad, deseo de hacer bien las cosas, rutinas tediosa, exceso de trabajo, urgencia o disposición de trato humanitario.
4. Motivos éticos y legales que puedan lastimar en su moral al sujeto bajo estudio.
5. Disponibilidad de la tecnología adecuada, confiable y segura.

SEÑALES BIOMÉDICAS.

Una señal es una descripción de como un parámetro esta relacionado con otro. Por ejemplo, el tipo más común de señal en electrónica analógica es un voltaje que varia con el tiempo. Debido a que ambos parámetros pueden asumir un rango continuo de valores, llamaremos a esto "señales continuas".

Desde una visión mas practica, podemos decir que una señal es un fenómeno que transporta información. Las señales biomédicas se utilizan fundamentalmente para extraer información del sistema biológico bajo estudio.

El proceso completo de extracción de la información puede ser tan sencillo como la estimación de la frecuencia cardiaca media de un paciente a través del "pulso" o tan complejo como el análisis de la estructura interna de los tejidos blandos mediante una sofisticada maquina de tomografía computadorizada.

La definición de "señal biomédica" es muy amplia. Para un análisis estructurado de este tipo de señales se puede emplear la clasificación que se describe a continuación.

Señales de Bioimpedancia

La impedancia eléctrica de los tejidos contiene información importante sobre su composición, volumen y distribución sanguínea, actividad endocrina, actividad del sistema nervioso autónomo, y más.

La señal de bioimpedancia se genera usualmente inyectando en el tejido bajo prueba corrientes senoidales (frecuencias entre 50 KHz y 1 MHz, y corrientes de 20 uA a 20 mA). El rango de frecuencia se utiliza para minimizar los problemas de polarización de los electrodos, lo cual produciría migración neta de iones de carga opuesta hacia los mismos. Se utilizan bajas densidades de corriente para evitar daños a los tejidos, principalmente debido a los efectos de calentamiento.

Las mediciones de bioimpedancia se realizan generalmente con 4 electrodos. Dos de ellos se conectan a una fuente de corriente y sirven para inyectar la corriente eléctrica en el tejido. Los dos electrodos de medición se ubican sobre el tejido en investigación y se utilizan para medir la caída de tensión generada por la corriente y la impedancia del tejido.

Señales Bioacusticas

Muchos fenómenos biomédicos generan ruido acústico. La medición de este provee información acerca del fenómeno que lo produce. El flujo de sangre en el corazón o a través de las válvulas cardiacas genera sonidos típicos. El flujo de aire a través de las vías aéreas superiores e inferiores también producen ruidos acústicos. Estos sonidos, conocidos como tos, ronquidos y sonidos pulmonares se utilizan extensivamente en medicina.

También se ha observado que la contracción muscular produce sonidos (ruido muscular); como la energía acústica se propaga a través del medio biológico, la señal bioacustica se puede adquirir desde la superficie utilizando transductores acústicos (micrófonos y acelerómetros).

Señales Biomagnéticas

Varios órganos, como el cerebro, el corazón y los pulmones, producen campos magnéticos extremadamente débiles. La medición de tales campos provee información no incluida en otras bioseñales. Debido al bajo nivel de los campos magnéticos que se tienen que medir, deben tomarse precauciones extremas en el diseño del sistema de adquisición de estas señales.

Señales Biomecánicas

El término "señales biomecánicas" incluye todas las señales utilizadas en los campos de la biomedicina que se originan de alguna función mecánica del sistema biológico. Estas señales incluyen aquellas producidas por la locomoción y el desplazamiento, las señales de flujo y presión, y otras. La medición de las señales biomecánicas requiere una gran variedad de transductores, no siempre sencillos y económicos. El fenómeno mecánico no se propaga, como lo hacen los campos magnéticos y eléctricos y las ondas acústicas. Por lo tanto, la medición se tiene que realizar usualmente en el sitio exacto donde se origina. Esto a menudo complica la medición y la fuerza a ser invasiva.

Señales Bioquímicas

Las señales bioquímicas son el resultado de mediciones químicas de los tejidos vivos o de muestras analizadas en el laboratorio clínico. La medición de la concentración de iones dentro y en las vecindades de una célula, por medio de electrodos específicos para cada ion, es un ejemplo de este tipo de señal.

La presión parcial de oxígeno (pO_2) y de dióxido de carbono (pCO_2) en la sangre o en el sistema respiratorio son otros ejemplos. Las señales bioquímicas son, a menudo, de muy baja frecuencia.

Señales Bioópticas

Las señales bioópticas son el resultado de funciones ópticas de los sistemas biológicos que ocurren naturalmente o inducidas para la medición. La oxigenación sanguínea puede estimarse midiendo la luz transmitida y reflejada por los tejidos (in vivo e in vitro) a distintas longitudes de onda. Puede obtenerse información importante acerca del feto midiendo la fluorescencia del líquido amniótico. El desarrollo de la tecnología de fibra óptica ha abierto un amplio espectro de estudios de señales bioópticas.

Señales Bioeléctricas

La señal bioeléctrica es propia de los sistemas biológicos. Su fuente es el potencial transmembrana, el cual ante ciertas condiciones puede variar para generar un potencial de acción. En mediciones sobre células aisladas, donde se utilizan micro electrodos como transductores, el potencial de acción es en sí mismo la señal biomédica. En mediciones sobre grandes grupos celulares, donde, por ejemplo, se utilizan electrodos de superficie como transductores, el campo eléctrico generado por la acción de muchas células distribuidas en las vecindades de los electrodos constituye la señal bioeléctrica.

Probablemente, las señales bioeléctricas sean las señales biomédicas más importantes. El hecho que los sistemas biológicos más importantes poseen células excitables hace posible el uso de las señales bioeléctricas para estudiar y monitorear las principales funciones de estos sistemas.

El campo eléctrico se propaga a través del medio biológico, y así el potencial puede adquirirse a distancia desde la superficie del sistema en estudio, eliminándose la necesidad de invadirlo.

La señal bioeléctrica requiere un transductor relativamente simple para su adquisición. Se necesita un transductor porque la conducción eléctrica en el medio biológico se produce a través de iones, mientras que en el sistema de medición la conducción es por medio de electrones.

En la figura adjunta se muestra una tabla con un resumen de las características principales de las señales bioeléctricas de uso más frecuente.

Señal	Adquisición	Rango de frecuencia	Rango dinámico	Comentarios
Potencial de acción	Microelectrodos	100 Hz – 2 KHz	10 μ V – 100 mV	Medición invasiva del potencial de membrana celular
Electroneurograma (ENG)	Electrodo de aguja	100 Hz – 1 KHz	5 μ V – 10 mV	Potencial de un nervio
Electroretinograma (ERG)	Microelectrodo	0.2 – 200 Hz	0.5 μ V – 1 mV	Potencial evocado por flash
Electrooculograma (EOG)	Electrodos de superficie	dc – 100 Hz	10 μ V – 5 mV	
Electroencefalograma (EEG)	Electrodos de superficie	0.5 – 100 Hz	2 – 100 μ V	Medición multicanal (6-32 canales)
Potencial evocado visual (VEP)	Electrodos de superficie	1 – 300 Hz	1 – 20 μ V	Registros en el lóbulo occipital
Potencial evocado somatosensorial (SEP)	Electrodos de superficie	2 Hz – 3 KHz	0.5 – 10 μ V	Corteza sensorial
Potencial evocado auditivo (AEP)	Electrodos de superficie	100 Hz – 3 KHz	0.5 – 10 μ V	Registros en el vertex
Electrocorticograma (EcoG)	Electrodos de aguja	100 Hz – 5 KHz	0.5 – 10 μ V	Registros tomados en la superficie cerebral expuesta
Electromiograma (fibra única) (SFEMG)	Electrodo de aguja	0.5 – 10 KHz	1 – 10 μ V	Potencial de acción de una sola fibra muscular
Electromiograma de superficie (SEMG)	Electrodos de superficie	2 – 500 Hz	50 μ V – 5 mV	Músculo esquelético
Electrocardiograma (ECG)	Electrodos de superficie	0.05 – 100 Hz	1 – 10 mV	
ECG de alta frecuencia	Electrodos de superficie	100 Hz – 1 KHz	100 μ V – 2 mV	



Blender

Bioingeniería On The Net
www.bioingenieros.co

CARACTERÍSTICAS DEL INSTRUMENTO MÉDICO.

CONCEPTOS BASICOS

1. **Instrumentación Médica.**- Conjunto de Instrumentos y herramientas que sirven para realizar algo específico; en este caso referente a la medicina.
2. **Ingeniería Clínica.**- Es la rama de la ingeniería que establece criterios para resolver problemas en la instrumentación médica.
3. **Ingeniería Biomédica.**- Es la ciencia que estudia la aplicación de los criterios de la ingeniería para desarrollar la biología y la medicina.
4. **Electrónica Médica.**- Es la aplicación de los criterios electrónicos para el desarrollo de la medicina. Esta se puede dividir en tres campos de estudio: diagnóstico, terapia y rehabilitación.
5. **Tipos de mediciones en las que se utiliza Instrumentación Biomédica.**
 - a) **“IN – VIVO”:** Mediciones efectuadas directamente sobre el ser viviente, normalmente con resultados inmediatos.
 - b) **“IN – VITRO”:** Mediciones sobre muestra extraídas del ser viviente y que normalmente se analizan en un laboratorio.
 - c) **INVASIVAS:** Se traspasa el umbral corporal y normalmente molestamos al paciente, por ejemplo, mediante agujas, cateteres, etc.
 - d) **NO-INVASIVAS:** son cómodas para el paciente, se obtiene información sin maltratar al sujeto.
 - e) **CON SEÑALES DE ENTRADA:** se le da un estímulo al sujeto y se determina su respuesta a ese evento particular.

Debido a los muchos factores intrínsecos en la obtención de información del ser humano, se han determinado una serie de cualidades propias a los instrumentos de uso médico. Conocemos que el instrumento médico mide las características de un determinado fenómeno fisiológico, rodeado de multiplicidad de sistemas interactuando unos con otros, gobernados por la acción cerebral y muchas veces influenciados por el medio circundante, así la tecnología (ingeniería) ha desarrollado mecanismos electrónicos, mecánicos, digitales, computacionales, etc, para lograr su óptima aplicación clínica, segura y confiable, es lo que llamamos las características generales del instrumento (equipo) médico.

Entre ellas podemos enumerar las siguientes:

∂ **EL RANGO:**

Es el conjunto de valores sobre los cuales el instrumento está diseñado para operar adecuadamente conforme a las variables fisiológicas a medir o detectar. Por ejemplo, un termómetro debe tener una escala de 35 a 42 °C, un monitor debe tener un rango de 0 a 250 latidos por minuto. Debe cubrir no solo los valores normales sino, por supuesto, las posibles patologías inherentes a la fisiología en estudio. Son los límites alto y bajo de su alcance de medición.

En el sentido de la electrónica corresponde a niveles de amplitud y frecuencia en los cuales va a trabajar el equipo.

∂ **SENSIBILIDAD.**

a) Es la capacidad de detectar modificaciones significantes en un ser vivo.

Habilidad de un instrumento de detectar ó descifrar pequeños cambios en una variable fisiológica, la mínima variación de la señal que puede ser leída en forma confiable.

b) Una segunda definición, dice, que es la medida en la forma en que cambia la salida cierto incremente en la entrada, es decir, que es la relación entre el tamaño o fuerza de una variable medida y el tamaño ó sonido que se reproduce ó se presenta en una pantalla, en un parlante ó en un gráfico. Por ejemplo, la sensibilidad de 1 mV en ECG se equipara a 1 mm de altura en el electrocardiograma (papel cuadrulado), así 3 cm de señal R, equivalen a 3 mV de esa señal.

∂ **RESOLUCIÓN.**

Es una indicación del pequeño cambio que ser visto ó leído en una pantalla, se da en pixeles, por ejemplo: 640 x 480 pixeles es de inferior resolución a 640 x 640.

∂ **PRECISIÓN.** Es la habilidad de un instrumento de indicar correctamente el valor real que ha sido medio “libre de error”. Normalmente se define la precisión como un margen porcentual de error o desviación estándar. Es el grado de reproducibilidad de una medición.

∂ **EXACTITUD.**

Es la cercanía al valor correcto de una medición. Es la capacidad del instrumento para producir la salida correcta en proporción a la entrada.

∂ **ERROR (DESVIACIÓN).** Es la desviación de un valor indicado en referencia la valor medido.

∂ **CALIBRACIÓN.** Proceso por el cual un instrumento es ajustado de forma tal que representa tan cerca como sea posible los valores reales medidos (libres de error). Normalmente se hace uso de estándares, equipos especializados y equipos de referencia.

∂ **ESTABILIDAD.** Una vez calibrado, el instrumento mantendrá tanto tiempo como sea posible, su condición de calibrado. Es la rapidez con que el sistema regresa a su condición normal luego de haber sido perturbado.

∂ **RESPUESTA DE FRECUENCIA.** Muchas variables fisiológicas varían con el tiempo lento ó rápido, así la respuesta de frecuencia de un instrumento es la capacidad del mismo de seguir fielmente estos cambios. Por ejemplo, el ECG, tiene fases lentas y otras rápidas que deben detectarse en igual calidad.

∂ **LINEALIDAD.**

Describe la existencia de una relación de proporcionalidad entre entrada y salida. Es muy útil distinguir lo que es linealidad y para eso nos ayudamos con el siguiente ejemplo:

Ejemplo:

La función $Y = mX$ es una representación de un sistema lineal pero la función $Y = mX + b$ no lo es, aunque las dos nos dan como resultado una línea recta en el plano cartesiano.

- ∂ **RUIDOS Y ARTEFACTOS.** El instrumento médico debe ser capaz de filtrar todo aquello que sea perjudicial en la lectura y en la presentación de la información.
- a) Toma de señal: señales no deseadas por electrodos mal puestos, sudoración, nerviosismo del paciente, cables deteriorados, mal manejo y aplicación del transductor,
 - b) Procesadores de señal: filtros y amplificadores malos, ruidos eléctricos, fugas de corriente, etc.
 - c) Presentación: pantallas deterioradas o mala impresión gráfica, calidad del papel o inadecuado.

Relación Señal/Ruido.- Generalmente se la mide en dB. Básicamente el ruido puede ser:

Interno.- Ej: Diodos zener, tiristores, etc,

Externo.- Ej: No hay buena tierra, estática, interferencias de 60Hz y RF, etc.

- ∂ **LA IMPEDANCIA.** Se da en Ohmios, equivale a la resistencia eléctrica general del equipo a determinado voltaje, por ejemplo, de 20 a 2000 ohmios a 110 voltios.
- ∂ **CORRIENTES DE FUGA.** Se refiere a la capacidad de descarga de un equipo permitida según las normas internacionales de seguridad, normalmente menor a 50 microamperios.
- ∂ **MANIOBRABLE.** Es decir, fácil de operar y de aplicar al paciente.
- a) Colocación de electrodos.
 - b) Operación general del equipo, automático.
 - c) Limpieza.
 - d) Fases de autochequeo.

La presión arterial.

El sistema circulatorio es parecido a una cañería en el cual, la bomba que impulsa el líquido es el corazón; la tubería, las arterias, que en el ser humano son elásticas, y el líquido, es la sangre.

Para que la sangre circule normalmente por el organismo, es necesario que lo haga con cierta presión.

Esta presión se debe al efecto de bomba expulsiva del corazón y a la elasticidad de las arterias, que se ensanchan para aceptar la cantidad de sangre que expulsa el corazón.

A la presión de la sangre dentro del sistema arterial se llama presión sanguínea, y que puede ser medida en nuestros brazos, con aparatos llamados esfigmomanómetros.

Según acuerdos médicos mundiales, la presión arterial, normalmente es de 140/90 milímetros de mercurio, aunque en sujetos mayores de edad, presentan cifras hasta de 160/95.

¿Qué es la hipertensión arterial?

La hipertensión arterial conocida como presión alta, es cuando se presentan cifras de presión arterial mayores de 140/90.

Presión sistólica 140 / 90 Presión diastólica.

MEDIDA DE LA PRESION ARTERIAL

Aunque la medida de la presión arterial es hoy día una exploración rutinaria, siguen siendo los resultados de la misma los que permiten diagnosticar la hipertensión, independientemente de otras exámenes o tests de laboratorio. Su correcta determinación reviste, por tanto, gran importancia ya que una sobrestimación de la misma puede inducir un diagnóstico erróneo en un enfermo sano con la probable aplicación de un tratamiento innecesario.

La medida de la presión arterial deberá ser, por tanto, realizada con un equipo adecuado que garantice su exactitud y reproducibilidad tanto individual como interindividual.

Técnica

La técnica utilizada para la determinación de la presión arterial se basa en la interrupción del flujo de sangre de la arterial braquial mediante la aplicación de una presión uniforme con un manguito inflable. Cuando la presión aplicada es mayor que la presión arterial, el vaso se colapsa y el flujo se detiene no auscultándose ningún ruido.

Al ir disminuyendo la presión del manguito, el flujo en el vaso se restaura originando unos ruidos característicos del flujo turbulento que progresivamente pasa a flujo laminar y que permiten el cálculo de las presiones arteriales diastólica y sistólica.

Los ruidos que permiten dichos cálculos se conocen como fases de Korotkoff:

- Fase I: Indica que la presión del vaso ha sobrepasado la presión externa. Es un sonido abrupto, alto y progresivamente intenso.
- Fase II: El sonido es más claro, intenso y prolongado.

- Fase III: el sonido continua alto y claro aunque empieza a percibirse un murmullo que indica su próxima desaparición
- Fase IV: hay un pérdida brusca de la intensidad del sonido que se hace marcadamente apagado con un murmullo continuo. En ocasiones es lo último que se escucha
- Fase V: Desaparición total del sonido al restablecerse el flujo laminar.

Para la correcta medida de la presión arterial se deberán tomar las siguientes precauciones:

- el manguito inflable deberá ser de las dimensiones adecuadas para rodear el perímetro del brazo exactamente. Existen multitud de "tallas" de manguitos de tal forma que puede elegirse el más apropiado para cada enfermo. Incluso existen manguitos de un solo uso para uso enfermos infecciosos. El estetoscopio se colocará en la parte inferior
- el manguito será inflado rápidamente hasta que su presión sobrepase la PAS estimada, lo que se puede comprobar por la desaparición del pulso radial.
- Desde este nivel de presión se comienza a desinflar el manguito de forma lenta y progresiva.
- Cuando la presión arterial y la del manguito se igualan, en cada sístole la presión es capaz de superar ligeramente la presión externa. Esto se traduce en la aparición del pulso y de un sonido intenso que acompaña cada onda de pulso.
- A medida que se desinfla el manguito van apareciendo las distintas fases de Korotkoff hasta desaparecer en la fase V.

Factores que influyen

Para que las medidas de la presión arterial sean reproducibles por otro observador, es necesario estandarizar el procedimiento, teniendo en cuenta los factores que influyen:

- Ambiente: el local donde se realice la medida deberá ser lo más tranquilo posible, sin ruidos y con una temperatura e iluminación agradables.
- Paciente: el paciente deberá permanecer en reposo durante 5 minutos antes de efectuar la medida de la presión, sentado confortablemente en un sillón adecuado con el brazo a explorar relajado y apoyado, con la palma hacia arriba. El brazo debe estar descubierta.
- Observador: los profesionales que realizan las medidas de la presión arterial deberán tener un entrenamiento similar. Deberán estar familiarizado con el sonido del estetoscopio y tener la capacidad de discriminar sonidos correspondientes a las fases de Korotkoff. En particular, los ruidos de las fases IV y V deben ser perfectamente discriminados.

Equipos

El equipo preciso para la medida de la presión arterial está constituido por el estetoscopio, el esfigmomanómetro y el manguito.

- **Estetoscopio:**

los sonidos arteriales son bien transmitidos y serán bien percibidos si se coloca sobre la arteria humeral, en el pliegue del codo.

- **Esfingomanómetro:**

puede ser de mercurio, aneroide u oscilométrico:

- **de mercurio:** consiste en un cubeta que contiene mercurio conectada a un tubo vertical de cristal con un extremo abierto por donde sube el mercurio al inflar el manguito. El tubo está calibrado entre 0 y 300 mm . El sistema va conectado mediante un tubo de goma al mecanismo de inflado que consiste en una pera y una válvula que regula el paso del aire hacia el sistema o hacia el exterior. Deberá estar en posición vertical sobre una mesa horizontal o mejor aún colgado de una pared.
- **aneroide:** se trata de un mecanismo a resorte que se moviliza a una presión determinada y de forma proporcional a la misma, desplazando una aguja en una esfera graduada en mm de Hg. Aunque vienen calibrados de fábrica, son sensibles a la temperatura y humedad y se deben recalibrar cada 6 meses
- **oscilométrico:** es un aparato electrónico basado en el análisis de la onda de pulso. Algunos equipos que llevan este tipo de esfigomanómetro pueden ser muy sofisticados, siendo programables y permitiendo el inflado automático del manguito. Incluso algunos se han desarrollado como periféricos para conectar a un PC. En los más sencillos y baratos, el inflado es manual. La fiabilidad de estos aparatos ha sido bien establecida, lo que los hace ideales para la toma domiciliaria de la PA.

- **Manguito:**

el manguito consta de una cámara de caucho inflexible situada en el interior de una funda de tela que la engloba y que permite un abombamiento en su parte interna. Las dimensiones del mismo son críticas, ya que un brazal demasiado ancho dará valores anormalmente bajos de la PA, mientras que uno demasiado estrecho dará valores más altos.

Se han comercializado numeros tipos de manguitos para adultos y niños, multiusuarios o para pacientes individuales. Las tallas más usuales se muestran en la tabla 2.1

Tabla 2.1

Tamaño	Circunferencia del miembro (cm)	Anchura del manguito (cm)	Longitud del manguito (cm)
Bebé	10-19	8	30
Pediátrico	18-26	10	41
Adulto	25-35	14	52
Brazo grueso	33-47	17	68
Muslo	46-66	20	100

Resumen.

A pesar de que actualmente existen máquinas digitales que detectan fácilmente la presión sanguínea, todavía se sigue utilizando mayoritariamente el esfigmomanómetro. Este es un aparato que consta de un manguito de goma inflable conectado a un dispositivo que detecta la presión con un marcador. Con el manguito se rodea el brazo izquierdo y se insufla apretando una pera de goma conectada a éste por un tubo. Mientras, la persona que evalúa la presión ausculta con un estetoscopio aplicado sobre una arteria en el antebrazo. A medida que el manguito se expande, se comprime la arteria de forma gradual. El punto en que el manguito interrumpe la circulación y las pulsaciones no son audibles determina la **presión sistólica o presión máxima**. Sin embargo, su lectura habitual se realiza cuando al desinflarlo lentamente la circulación se restablece. Entonces es posible escuchar un sonido enérgico a medida que la contracción cardíaca impulsa la sangre a través de las arterias. Después se permite que el manguito se desinflen gradualmente, hasta que de nuevo el sonido del flujo sanguíneo desaparece. La lectura en este punto determina la **presión diastólica o presión mínima**, que se produce durante la relajación del corazón. En las personas sanas la tensión varía desde 80/40 en lactantes, 120/80 a los 30 años y hasta 140/85 a los 40 años o más. Cuando la presión sistólica se eleva por sobre los 140 milímetros de mercurio y la diastólica sobre los 90, se habla de hipertensión arterial.

POTENCIALES BIOELÉCTRICOS.

Anteriormente mencionamos que una variable fisiológica es un evento en un ser vivo sujeta de ser medida. Entre ellas citamos algunas de variación muy lenta en el tiempo, como la estatura, el peso, la temperatura, etc y otras de mayor rapidez como la presión arterial, la frecuencia respiratoria, volúmenes y flujos, sonidos cardíacos e intestinales, etc.

Dentro de las variables fisiológicas existe un grupo caracterizado por la generación de corrientes iónicas, que se denominan variables de potenciales bioeléctricos, ellas son las señales cardíacas, cerebrales y nervio-musculares, denominadas en el ambiente médico como variables generadoras de señales eléctricas susceptibles de ser medidas mediante el electrocardiograma (ECG), el electroencefalograma (EEG) y el electromiograma (EMG).

El propósito del instrumento médico es medir y presentar esas variables en una pantalla ó en un gráfico de tal forma que auxilien al médico en el diagnóstico y tratamiento de estados normales y anormales de los seres vivos.

Los potenciales bioeléctricos están asociados con la actividad propia de la fisiología de células de características especiales que representan al fin y al cabo toda una actividad de un órgano ó de un sistema completo, como es el corazón, el sistema nervioso, el cerebro, el sistema muscular, etc.

Los potenciales bioeléctricos, establecen una clara relación entre corrientes y voltajes a nivel sub atómico intra celular, como consecuencia de la actividad electroquímica (electricidad a partir de fenómenos químicos) de ciertos tipos especiales de células y mediante el uso de transductores especiales (electrodos) que convierten las señales iónicas en señales eléctricas es que esas corrientes naturales pueden ser medidas.

Voltaje – Corriente – Resistencia.

Recordemos aquí la Ley de Ohm, que involucra tres elementos básicos de la ley de la electricidad: $I = V / R$, es decir, para que circule una corriente eléctrica son necesarios tres componentes, un voltaje ó caída de tensión (para que “empuje” a la electricidad), un camino a recorrer (la resistencia) y por supuesto la electricidad misma, descrita como un flujo de electrones que “corre” por un conductor.

Si hacemos una similitud en el cuerpo humano, la química de ciertas células (cardíacas, cerebrales y nerviosas) producen un voltaje (potencial ó diferencia de tensión) que hace que circulen corrientes de iones por un camino llamado tejidos orgánicos y así vagamente nos queda una idea de la generación de corrientes eléctricas en el cuerpo.

El Potencial eléctrico de reposo.

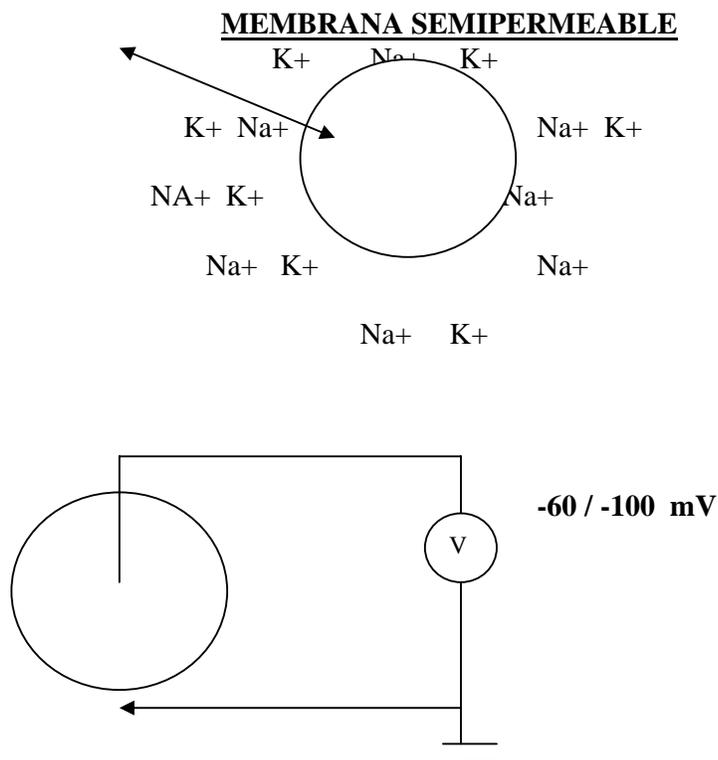
El cuerpo humano tiene una enorme cantidad de tejidos que son excitables, entre ellos los nervios, las cardíacas y los músculos. Las células que conforman estos tejidos están

encapsulados dentro de membranas semi permeables que permiten que ciertas sustancias pasen a través de ellas y otras no y quizás unas pasan más rápido que otras.

Aunque se ha estudiado bien su estructura aún no está del todo claro como ó que hace que algunas veces esa permeabilidad cambie. Dentro de los elementos estudiados se ha determinado que el sodio (Na^+) y el potasio (K^+), en sus estados iónicos son los causantes de la conducta bioelectrica de esas células (bio=vida, electricidad= flujo, movimiento de cargas).

Cuando la célula está en reposo, su membrana permite el paso de iones de potasio (K^+) y de Cloro (Cl^-) a través de ella, fácilmente y de sodio (Na^+) no tan fácilmente. El sodio y el potasio mantienen un balance químico entre la parte externa de la célula (llena de líquido) y la parte interna, un tanto más viscosa).

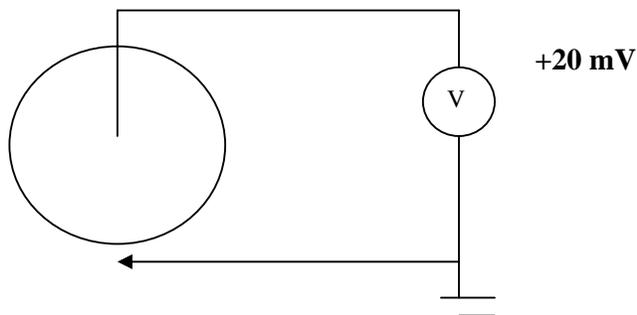
Como la membrana permite “menos” sodio adentro se da una acumulación de iones de potasio dentro de la célula y baja afuera, la concentración de sodio es alta afuera y baja adentro (por cada ion de sodio adentro hay 10 afuera). Como ambos iones son positivos, la alta concentración de potasio adentro compensa el exceso de iones afuera, sin embargo, recordemos que el potasio circula libremente a través de la membrana, no así el sodio, lo cual produce que el interior de la célula sea ligeramente negativo con respecto al exterior, mas bien se dice “menos positivo”. Este voltaje así creado se dice llamar **el potencial de reposo** de la célula. Como se dijo es ligeramente negativo y se han logrado medidas de ese potencial en el rango de -60 a -100 mV. Un caso específico es la célula cardíaca (marcapasos) que mide -75 mV, mientras que la célula atrial (ventricular) es -90 mV. Así se dice, que una célula excitable está en reposo ó **polarizada**.



CÉLULA POLARIZADA

Potencial eléctrico de acción (activo).

Cuando la membrana celular recibe un estímulo cambia su composición permitiendo que un flujo de iones de sodio (Na^+) invadan el interior de la célula, dando como resultado un gran número de iones de sodio buscando el balance con sus iones externos, los iones de potasio (K^+) en exceso dentro de la célula son forzados a salir pero lo hacen lentamente, esto hace que la célula se cargue ligeramente positiva debido a este desequilibrio. Se ha medido este potencial en 20 mV y se dice que la célula entonces está **despolarizada** y el proceso del cambio desde reposo al potencial positivo se denomina **despolarización**.



CÉLULA DESPolarizada.

Una vez que la invasión de sodio (Na^*) se ha detenido, hay un nuevo estado de equilibrio y la acción que motivó que se rompiera la barrera del sodio no está presente la célula vuelve a su estado de reposo mediante un proceso llamado **repolarización celular**.

El tiempo que dure la repolarización dependerá de la concentración de sodio y potasio en los fluidos circundantes a la célula.

La secuencia de despolarización y repolarización se denomina **POTENCIAL DE ACCIÓN**.

Ciertas células cardíacas son capaces de producir potenciales de acción con estímulos muy bajos o ausencia total de ellos, estas son **las células marcapasos** que activan cada latido, generando potenciales de acción recurrentes atribuibles en exclusiva a su composición química.

Una vez que un potencial de acción ha sido generado hay un período de tiempo durante el cual la célula no responde a estímulo alguno, este período es llamado **período refractario absoluto**. En la célula cardíaca es de 250 mS y de 0,5 mS en las células nerviosas.

Después de este periodo hay un **período refractario relativo** durante el cual podría aplicarse un estímulo pero debería ser mayor al primero. Este período es de 50 mS en las células cardíacas y de 0,1 mS en las células nerviosas.

(Ver representación gráfica del Potencial de Acción)

Propagación del potencial de acción.

Cuando se provoca un potencial de acción y fluyen las corrientes iónicas se produce una reacción en cadena dando lugar a una propagación del potencial de acción.

En el músculo cardíaco la propagación se da de una fibra muscular a otra, mientras que en una neurona la propagación se da entre terminales de los axones (células nerviosas).

El factor de propagación de célula a célula, en el corazón es de 0,2 a 0,4 m/seg, en las fibras nerviosas depende del diámetro y tipo de fibras, a una velocidad de 20 a 140 m/ seg.

Medición del potencial bioeléctrico.

Como todo potencial ó caída de tensión se requieren de dos puntos de prueba y esto es muy difícil de lograr a nivel celular , por eso lo común es medir los biopotenciales resultantes de un efecto combinado de un gran número de potenciales de acción, cuando estos llegan a la superficie corporal, la piel, mediante uno ó más electrodos.

El medio por el cual esos potenciales y sus corrientes llegan al exterior del cuerpo no está bien definido y solo se asocia con la resistencia celular intrínseca a cada tejido y órgano, en si a su condición electroquímica, pero sí se han estudiado y definido los patrones que esos potenciales específicos muestran a nivel corporal exterior, dando lugar a los patrones conocidos de ECG, EEG y EMG.

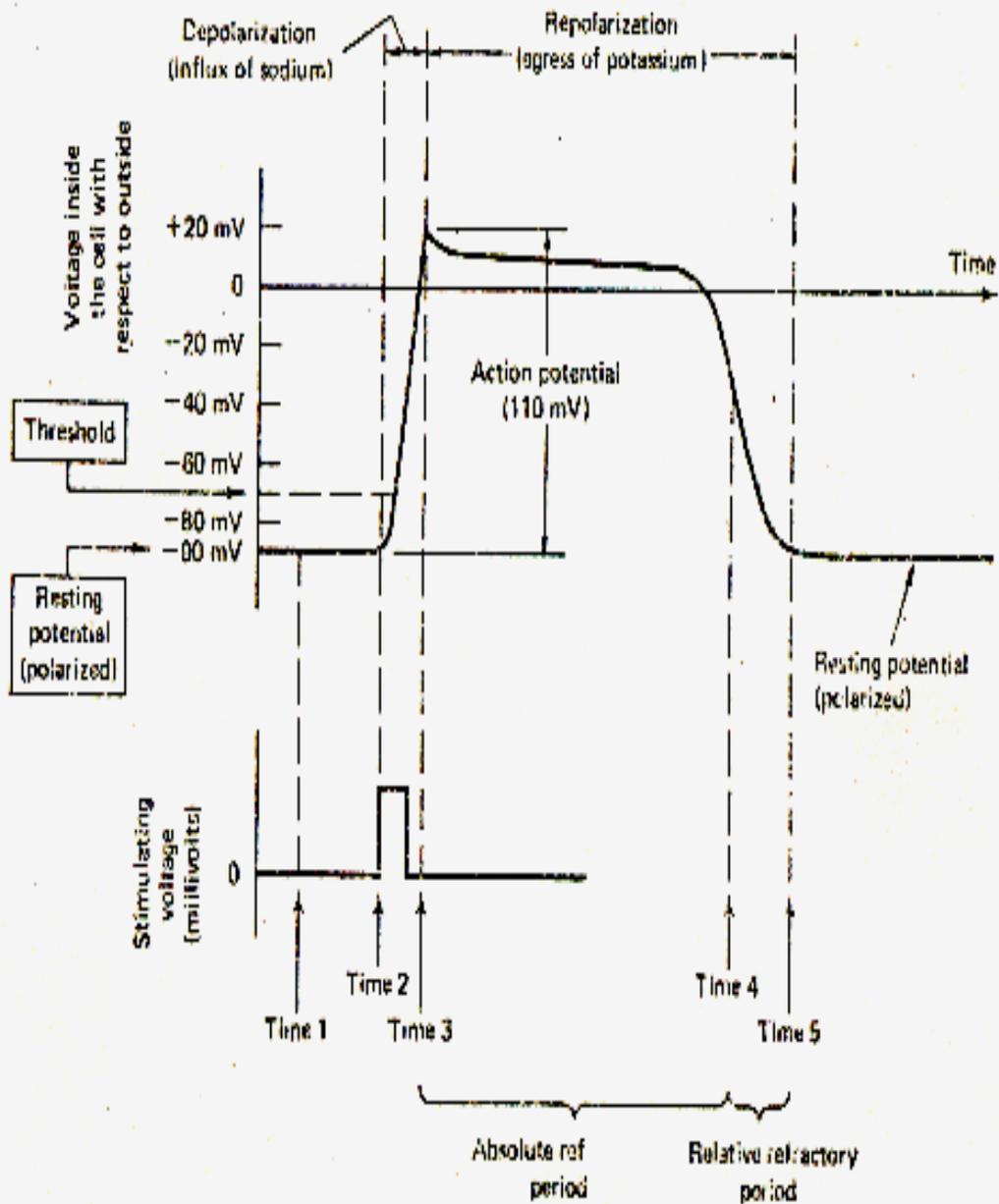


Fig. 5-5 Action potential waveform for a cardiac muscle cell.

El electrocardiograma (ECG-EKG).

Los potenciales eléctricos generados por los músculos cardíacos dan como resultado el electrocardiograma (en papel) ó el trazo ECG en monitoreo. El ECG refleja la actividad eléctrica del corazón y por lo tanto brinda información acerca de la función del mismo, pues suministra información sobre los impulsos eléctricos que coinciden con cada fase de la estimulación cardíaca, brindando información sobre las fases de reposo y recuperación del músculo cardíaco.

Se imprime sobre una tira de papel cuadrulado que modo que obtendremos un registro continuo de actividad cardíaca.

El Electroencefalograma (EEG)

Es un registro gráfico de la actividad eléctrica que se desarrolla en el encéfalo y que se transmite hacia la corteza cerebral en donde es posible localizarla, seleccionarla y amplificarla mediante el uso de múltiples electrodos colocados sobre el cuero cabelludo y estos a su vez a un equipo electrónico que se encarga de ponerla a disposición del especialista.

El Electromiograma (EMG)

Registra la actividad voluntaria de los músculos estriados dando lugar a un registro superficial medido insertando agujas dentro de los músculos.

ECG CORAZÓN

De las cuatro cámaras del corazón, el lado derecho supe la sangre a los pulmones para oxigenación (circulación pulmonar) y el lado izquierdo distribuye la circulación al resto del cuerpo (circulación general).

La sangre llena la aurícula derecha, se contrae y fuerza la sangre a través de la válvula tricúspide en el ventrículo derecho el cual cuando se contrae bombea la sangre al sistema pulmonar. Del sistema pulmonar la sangre oxigenada entra en la aurícula izquierda, la cual es bombeada a través de la válvula bicúspide o mitral hacia el ventrículo izquierdo el cual al contraerse envía la sangre hacia el resto del cuerpo.

Las dos aurículas bombean juntas y después de ellas los dos ventrículos actúan juntos.

EL SISTEMA ELÉCTRICO DEL CORAZÓN.

El corazón es, explicándolo de forma sencilla, una bomba formada por tejido muscular. Como cualquier bomba, el corazón necesita una fuente de energía para poder funcionar. La energía de bombeo del corazón proviene de un sistema intrínseco de conducción eléctrica. Los latido continuos del corazón se deben a su actividad eléctrica inherente y rítmica.

¿Cómo late el corazón?

El impulso eléctrico se genera en el nódulo sinusal (también llamado nódulo sinoatrial o nódulo SA), que es una pequeña masa de tejido especializado localizada en el atrio derecho (la cavidad superior derecha) del corazón. El nódulo sinusal genera periódicamente un impulso eléctrico (de 60 a 100 veces por minuto en condiciones

normales). La fuente de tal estimulación es una red de fibras miocárdicas especializadas, llamadas **células autoritmicas** porque son autoexcitables, capaces de generar repetidamente **potenciales de acción espontáneos**, que producen las contracciones del corazón. Ello explica, porque un corazón extraído del cuerpo, por ejemplo, para transplantarlo, continúa latiendo pese al corte de todos los nervios que se distribuyen en él. Los impulso del sistema nervioso autónomo y las hormonas transportadas en la sangre (como la epinefrina) modifican la frecuencia del latido cardíaco, *sin que establezcan su ritmo fundamental*.

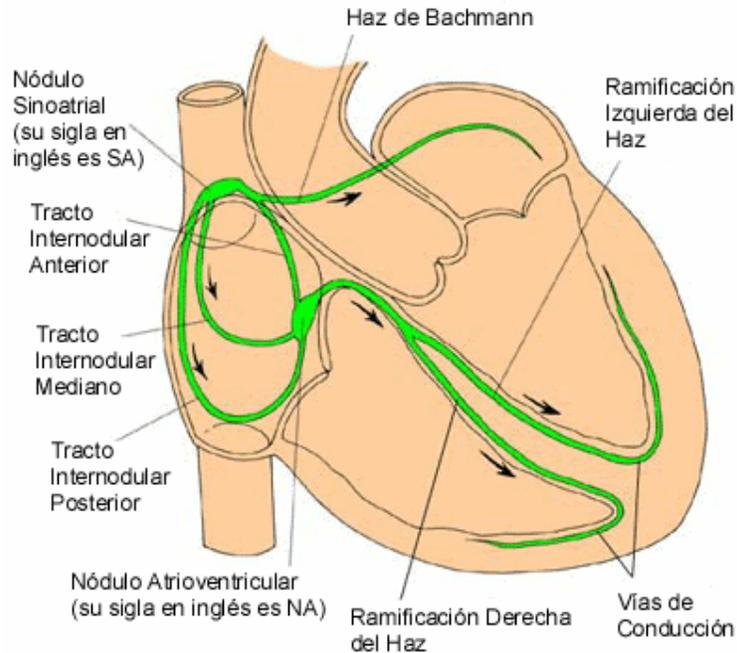
Durante el desarrollo embrionario, casi el **1% de las fibras musculares** del miocardio se convierten en células autoritmicas, que generan rítmica y repetidamente potenciales de acción. Estas células llevan a cabo dos funciones importantes: funcionan como **marcapasos**, que establecen el ritmo del latido cardíaco en todo el corazón y forman el **sistema de conducción**, es decir, forman la ruta (circuito) para la propagación de los potenciales de acción en el corazón. Este estímulo eléctrico viaja a través de las vías de conducción (de forma parecida a como viaja la corriente eléctrica por los cables desde la central eléctrica hasta nuestras casas) y hace que las cavidades del corazón se contraigan y bombeen la sangre hacia afuera. Los atrios derecho e izquierdo (las 2 cavidades superiores del corazón) son estimulados en primer lugar, y se contraen durante un breve período de tiempo antes de que lo hagan los ventrículos derecho e izquierdo (las 2 cavidades inferiores del corazón). Este sistema autónomo hace que las cuatro cavidades cardíacas reciban estímulos para contraerse de manera coordinada y, con ello, que el corazón sea una bomba eficaz.

Los potenciales de acción se propagan por los componentes siguientes del sistema de conducción:

1. El impulso eléctrico viaja desde el **nódulo sinusal o nodo senoauricular (SA)** hasta el **nódulo atrioventricular (su acrónimo en inglés es AV)**, a través de las aurículas las cuales se contraen al paso del potencial de acción.
2. Al llegar al **nodo auriculoventricular**, donde se para durante un breve instante, continúa por las vías de conducción a través del **haz de His**.
3. El **Haz de His** es la única conexión eléctrica entre las aurículas y los ventrículos, en el resto del corazón, el “esqueleto fibroso” hace las veces de aislante eléctrico y aísla unas de los otros.
4. Luego el potencial de acción sigue por las ramas derecha e izquierda del Haz de His con trayecto en el tabique interventricular en dirección al vértice cardíaco, para llevar el estímulo eléctrico a los dos ventrículos.
5. Por último, las fibras de Purkinje, de gran diámetro conducen rápidamente el potencial de acción, primero al vértice del miocardio ventricular y luego, hacia arriba, al resto de las fibras musculares de los ventrículos. Estos se contraen unos 0,2 s (200 mS) después de las aurículas para que la sangre que contienen se vacíe en los ventrículos antes de que éstos se contraigan.

En condiciones normales, las fibras autoritmicas inician por su propia cuenta los potenciales de acción, mientras el impulso eléctrico se mueve por el corazón, éste se contrae entre 60 y 100 veces por minuto. Cada contracción representa un latido.

El Sistema Eléctrico del Corazón



En determinadas condiciones, casi todo el tejido cardíaco es capaz de iniciar un latido, o de convertirse en el marcapasos. Así pues, el **marcapasos normal del corazón es el nodo SA**. Diversos neurotransmisores y hormonas pueden acelerar o desacelerar la frecuencia del latido cardíaco que fijan las fibras del nodo SA. Por ejemplo, en reposo, el sistema nervioso parasimpático libera acetilcolina, que desacelera el nodo SA hasta unos **75 potenciales de acción por minuto**.

En ocasiones, otro sitio que no es el nodo SA se convierte en tejido marcapasos, a causa de autoexcitabilidad anormal, de ser así, se le denomina marcapasos ectópico. Éste podrá desempeñar tal función sólo en forma ocasional, con la producción de latidos adicionales o establecer la frecuencia cardíaca durante algún tiempo. Entre los factores causantes de actividad ectópica se incluyen la cafeína, nicotina, desequilibrios electrolíticos, hipoxia y reacciones tóxicas a ciertos medicamentos, como los digitálicos. A todo esto se le suele llamar **arritmia cardíaca**.

EL ELECTROCARDIOGRAMA.

La propagación de los potenciales de acción en el corazón generan corrientes iónicas (eléctricas) detectables en la superficie corporal que pueden registrarse mediante un equipo médico denominado **electrocardiógrafo** y presentar su registro en un **electrocardiograma (ECG)**. El ECG está compuesto por los potenciales de acción que producen todas las fibras miocárdicas en cada latido. En la práctica clínica, el ECG se registra colocando electrodos en los brazos y piernas (derivaciones de los miembros) y en seis (6) posiciones del tórax (derivaciones torácicas). Se ha estandarizado la colocación de electrodos en brazo derecho (RA), brazo izquierdo (LA), pierna derecha (RL), pierna izquierda (LL) y tórax (C), así el registro obtiene señales de dos pares de electrodos y se designan I, II, III, AVR, AVF, AVL y las obtenidas en referencia a los seis electrodos de tórax se denominan V1, V2, V3, V4, V5 y V6, para un registro de doce (12) derivaciones en todo sentido lo que se pretende es “ver” la actividad eléctrica del corazón desde diferentes puntos de vista o mejor dicho desde diferentes puntos de medición.

El electrocardiógrafo amplifica la actividad eléctrica cardíaca y produce así 12 trazos distintos a partir de diversas combinaciones de electrodos, torácicas y de las extremidades, que pueden representarse sobre una tira de papel de 50 mm de ancho en forma continua, una después de la otra, en el caso de un electrocardiógrafo de un canal o bien en grupos simultáneos de tres trazos ordenados verticalmente en hojas de 30 cm de alto en un electrocardiógrafo de tres canales, aunque pueden obtenerse registros de hasta doce canales en electrocardiógrafos multicanales. Cada electrodo registra actividad eléctrica distinta porque difiere su posición respecto al corazón y se grafica en papel cuadriculado en una escala vertical de milivoltios (mV) y con desplazamiento horizontal en tiempo de segundos o milisegundos ($1\text{ S} = 1000\text{ mS}$), porque desde el punto de vista médico tanto es importante ver la amplitud o voltaje de los potenciales de acción como la duración entre eventos sucesivos que ocurren durante el latido cardíaco. Al comparar esos registros entre sí y con otros normales, es posible determinar: 1) si la ruta de conducción es anormal, 2) si el corazón está agrandado y 3) si hay daño en ciertas regiones cardíacas.

En un electrocardiograma (ECG) característico de la derivación II (brazo derecho – pierna izquierda) tres ondas claramente identificadas acompañan cada latido cardíaco.

- ⊖ La primera, llamada **onda P**, es una pequeña deflexión ascendente del ECG que corresponde a la **despolarización auricular**, la cual se propaga desde el nodo SA por ambas aurículas, cerca de los 100 mS después que la onda P se inicia las aurículas se contraen.
- ⊖ La segunda, llamada complejo QRS, comienza con una deflexión descendente (Q) , continúa con un pico ascendente, casi vertical (R) y termina con una onda descendente (S) . Este complejo representa el comienzo de la **despolarización ventricular**, tiempo en que la onda de excitación bioeléctrica se difunde por los ventrículos. Poco después de que el complejo QRS comienza, los ventrículos empiezan a contraerse.
- ⊖ La tercera, llamada **onda T**, de deflexión ascendente en forma de domo, ligeramente más alta que la P, representa la **repolarización ventricular** y ocurre justo antes de que se inicie la relajación ventricular. Es menos alta y más ancha que el complejo QRS porque la repolarización tiene lugar con mayor lentitud que la despolarización. La repolarización auricular no suele ser evidente en el ECG, ya que queda oculta en el prominente complejo QRS.

∞ La cuarta, **onda U**, pocas veces aparece y es asociada a potenciales de otro tipo.

Valores estandar:

P = 0,2 mV Q = 0,1 mV R = 0,5-1,5 mV S = 0,2 mV T = 0,1 – 0,5 mV

Intervalos:

P-R = 0,12 – 0,20 S, QRS = 0,016 – 0,10 S, ST = 0,18 – 0,3 S, qt = 0,3 – 0,4 S.

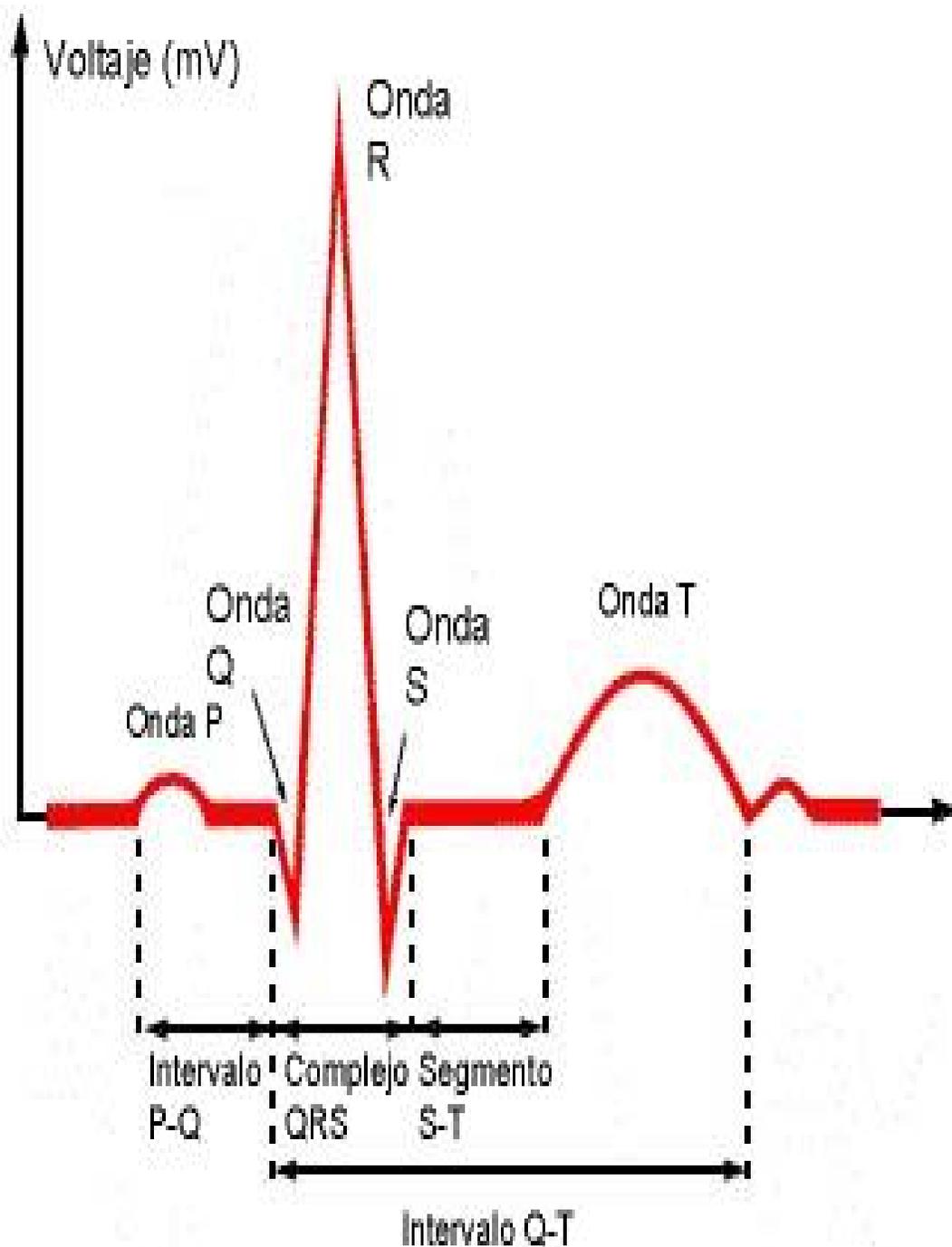
Típicamente el ciclo total del ECG tarda de 0,4 a 0,6 S, en reposo.

En la interpretación del ECG, el tamaño de las ondas aporta indicios acerca de anomalías, por ejemplo, las ondas P grandes podrían indicar agrandamiento auricular (auricolomegalia); una onda Q agrandada, infarto del miocardio y la onda R mayor que la normal representa un agrandamiento ventricular (ventriculomegalia). La onda T plana se da cuando el miocardio recibe oxígeno insuficiente, como en pacientes con enfermedades de las arterias coronarias. La altura de esta onda puede aumentarse en casos de niveles sanguíneos anormalmente altos de potasio.

El análisis del ECG también abarca el tiempo que media entre las ondas, los llamados **intervalos o segmentos**, por ejemplo, el **intervalo P-Q** se mide desde el inicio de la onda P hasta que empieza el complejo QRS e indica **el tiempo de conducción entre el comienzo de contracción auricular y el de la excitación ventricular**. Dicho de otra manera, es el tiempo necesario para que un impulso se propague por las aurículas, el nodo AV y las fibras restantes del sistema de conducción. En personas con enfermedad arterial coronaria y fiebre reumática (enfermedad inflamatoria sistémica y aguda que suele ocurrir después de una infección estreptocócica de la garganta y puede afectar muchos tejidos conectivos, válvulas cardíacas y debilitamiento de la pared cardíaca) suele formarse tejido cicatrizal en el corazón y los impulsos rodean dichos bloqueos lo cual prolonga el intervalo P-Q.

El **segmento S-T**, o sea el intervalo que hay entre el final de la onda S y el principio de la onda T, representa el tiempo que están despolarizadas completamente las fibras contráctiles ventriculares, durante la meseta del potencial de acción. Este segmento se prolonga (por encima de los valores basales) en caso de infarto del miocardio agudo y se acorta (por debajo de los valores basales) si el miocardio recibe oxígeno insuficiente. El **intervalo Q-T**, se extiende desde el inicio del complejo QRS hasta el final de la onda T, es decir, entre el comienzo de la despolarización ventricular y el final de la repolarización ventricular. Es un intervalo que suele prolongarse en pacientes con daño miocárdico, **isquemia** (suministro insuficiente de sangre a una parte, debido a obstrucción o constricción de un vaso sanguíneo) coronaria.

En ocasiones es necesario evaluar la respuesta del corazón al esfuerzo que implica el ejercicio físico, tal estudio se denomina electrocardiograma de esfuerzo o estudio ergométrico. Las arterias coronarias estrechas quizás suplan sangre suficiente en reposo; pero bajo esfuerzo físico intenso podrían no satisfacer las necesidades de oxígeno incrementadas del corazón, lo cual genera cambios detectables en el electrocardiograma.



TRANSDUCTORES BIOMÉDICOS.

Esto es un dispositivo para la conversión de una forma de energía a otra. En trabajo médico los mejores ejemplos conocidos **son temperatura, presión, concentración de iones, fuerza y transductores de flujo**. El término se podría aplicar a cualquier

dispositivo energía-que convertía tal como para eléctricamente funcionado motor o bombilla pero es generalmente reservado un aparato de medición o actuador.

TRANSDUCTORES DE LA TEMPERATURA.

Naturalmente el primer elemento medidor de la temperatura conocido es el **termómetro**, identificado por una columna de vidrio con escala en grados centígrados ó Fahrenheit, dentro del cual se mueve una aleación a base de mercurio que se expande al contacto con el calor emanado por un paciente. Obvio es que su nivel de confiabilidad es limitado (visión del operador) y no es automático, puede ser afectado por las condiciones del medio ambiente y grado de suciedad del aparato.

La necesidad de automatizar la medición térmica se basa en el potencial termoeléctrico entre dos metales disímiles (**termopar**) o el cambio en la resistencia debido a la temperatura (**termistor**) se puede utilizar para medir y para registrar temperaturas en forma electrónica, automática y gran exactitud y precisión.

Termopar

Éstos trabajan por el efecto químico por el cual un voltaje pequeño existe en la ensambladura de dos metales desemejantes, y un segundo efecto acreditado a señor Kelvin que produzca un voltaje pequeño a lo largo de un conductor en un gradiente de la temperatura. Ambos efectos son proporcionales a las temperaturas implicadas.

El termopar es un transductor de temperatura que consta de la unión entre dos alambres, generalmente compuestos de cobre y una aleación llamada constantan. Al calentarse la unión produce un voltaje (de la misma manera que lo hace una batería), cuyo valor guarda proporcionalidad con la temperatura de la unión.

El termopar está unido a un registrador electrónico y la unión misma se coloca en el paciente o dentro del paciente. La unión cobre – constantan siempre es sellada con plástico o acero inoxidable para protegerla y proteger al paciente, al tiempo que permite su desinfección o limpieza con alcohol u otro desinfectante hospitalario. Los registradores actuales vienen con sistemas de comparación o referencia a cero lo que permiten que estos elementos estén siempre calibrados.

Tienen un problema en cuanto a sensibilidad a niveles de cambios mínimos de temperatura, por lo que en casos de requerirse alta sensibilidad es preferible usar **termistores**.

Las ventajas de termopares son su respuesta rápida (abajo a 1 ms), tamaño pequeño (abajo a 12 [diámetro del u]m), a la facilidad de la fabricación y a la estabilidad a largo plazo. Sus desventajas son voltaje pequeño de la salida, sensibilidad baja, y necesidad de la temperatura de la referencia. Los termopares pequeños se pueden insertar en catéteres y agujas hipodérmicas. Muchos termómetros electrónicos clínicos emplean los termopares.

Termistor

Un termistor esta compuesto de una mezcla compleja de óxidos que se comprimen y se calientan (funden). A estos se unen dos alambres y después de darles tratamiento apropiado su resistencia eléctrica cambia con la temperatura a la cual se expone la aleación, midiendo de esta forma variaciones de temperatura con gran exactitud y precisión.

Los termistores son semiconductores hechos de los materiales de cerámica que tienen un alto coeficiente negativo de la temperatura de la resistencia. Pueden ser pequeños de tamaño (e.g. 0,5 milímetros de diámetro) y tener sensibilidad relativamente grande a los cambios de temperatura (-3% a el cambio -5% por [d]C), y tiene buena estabilidad a largo plazo. El cambio de la resistencia no es lineal con temperatura sino cuando está empleado en un circuito de puente de Wheastone en que las buenas linealidades pueden

ser alcanzadas. La corriente a través de los termistores debe ser pequeña prevenir la calefacción eléctrica, y se encapsulan generalmente en cristal.

Los termistores también se utilizan en los metros del ritmo respiratorio en los cuales el dispositivo se adapta para estar en la corriente aérea en la boca (en los labios) o en la nariz y así los cambios sucesivos en su resistencia miden la frecuencia respiratoria del paciente.

La capacidad de estos elementos de producir señales electrónicas a partir de mediciones anatómicas permiten utilizar sus resultados no solo como medidores sino como elementos capaces de activar enfriadores, calentadores, circuitos de seguridad, alarmas y registradores gráficos, muy útiles en electromedicina.

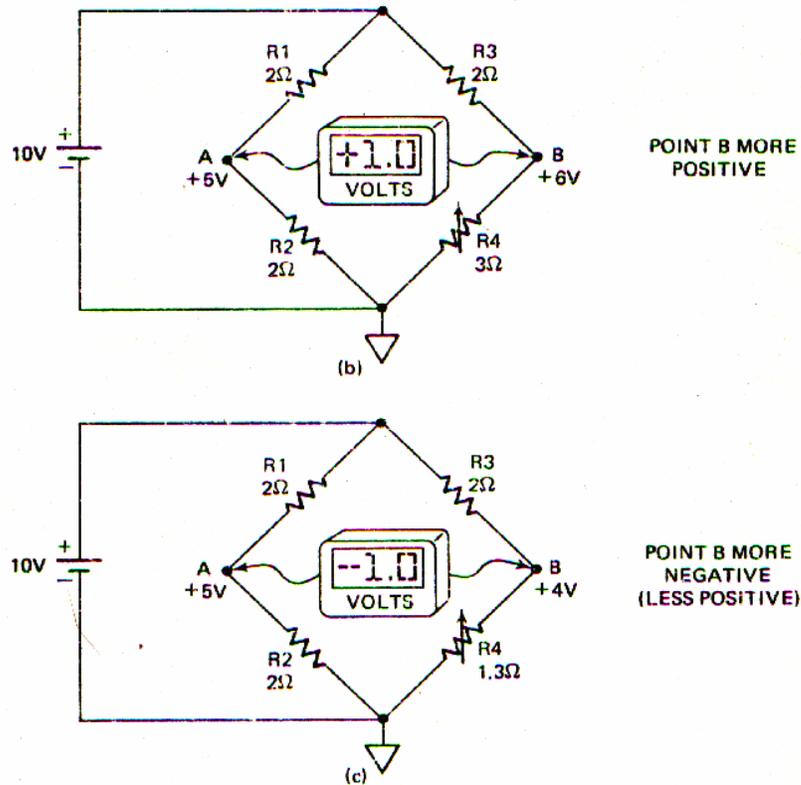
Transductor de presión:

Las versiones eléctricas de éstos trabajan generalmente permitiendo la presión de doblar un diafragma en el transductor y medir la flexión por las galgas de tensión de la resistencia dispuestas en un circuito de puente que se pueda unir al diafragma. Tales dispositivos se utilizan extensivamente para la grabación de la presión arterial (vía cannulae intrarteriales o intravenosas), de la presión de la vejiga, del tórax, etc.

Su principio de funcionamiento consiste en aprovechar la característica de que un conductor varía su nivel de resistencia (impedancia) al cambiar de longitud, esta variación eléctrica es aprovechada para colocar estos conductores sobre diafragmas sujetos a presiones o expansiones físicas y así transducir el efecto fuerza fisiológica en señal electrónica, sujeta de ser medible, amplificada y demás artificios electrónicos disponibles hoy en día. Estos medidores se les suele llamar medidores de deformación.

Su mejor aprovechamiento se da a través del dispositivo electrónico llamado puente de Wheastone, una combinación equilibrada de varias resistencias (galgas) que al detectar un movimiento expansivo se desequilibran generando voltajes dignos de ser cuantificados y manejados electrónicamente como se ha dicho.

En la figura siguiente se ha ilustrado el puente de Wheastone, el cual se calibra a cero cuando el valor de todas sus resistencias (R_1 , R_2 , R_3 y R_4) tienen un mismo valor, la diferencia de voltaje entre los puntos A y B sería cero, o equilibrio total. La operación puede explicarse cualitativamente observando que si al principio el puente se mantiene balanceado (todas las resistencias, por ejemplo valen 2 ohmios), al ajustar la resistencia variable R_3 , hasta que todas las resistencias que miden las deformaciones (expansiones o reducciones de la longitud del conductor) efectivas son iguales. En este punto el indicador marcaría cero. Ahora suponga que los cuatro medidores están unidos a un diafragma, que se deforma cuando ocurre un aumento de presión sobre su superficie de contacto frente al parámetro a medir, este movimiento produce un cambio en el valor de las resistencias de los medidores de deformación y un desequilibrio en el Puente de Wheastone balance que se traduce por una modificación del valor del voltaje entre los puntos A y B que podemos ver, graficar, manejar electrónicamente y así medimos la presión arterial, el movimiento del tórax y los movimientos musculares.



Manómetro del mercurio

La medida de la presión arterial por sphygmomanómetro se realiza normalmente usando un manómetro del mercurio. Esto puede consistir en un tubo en forma de “U” medio lleno con mercurio, pero es más comúnmente un solo tubo, vertical llevada a cabo en el uso, que se sienta en un depósito pequeño del mercurio. El depósito es conectado por un tubo de goma con la fuente de la presión de aire de ser medido. Mientras que se aplica la presión el mercurio se fuerza encima de la columna y la presión se puede leer en una escala detrás. La presión real es indicada por la diferencia en el nivel del mercurio en la columna y el depósito. Así, las áreas relativas de las superficies de las dos secciones del dispositivo deben ser tales que el nivel del depósito no desciende mucho debido al volumen de mercurio forzó encima de la columna durante la medida.

Sphygmomanometer

Ésta es la forma más común de aparato para medir de la presión arterial usado en cada sala, teatro y clínica del hospital. La medida es indirecta (es decir no hay sensor dentro del cuerpo) y es subjetiva, y por lo tanto puede dar lugar a errores grandes, particularmente si el operador es inexperto. La presión es medida generalmente por un manómetro del mercurio-en-cristal pero una galga aneroide se utiliza a veces.

Un bolso de goma se une al brazo superior debajo de un punto que se envuelva alrededor del brazo y sea asegurado por la cinta de Velcro. El bolso es conectado por la tubería con el manómetro y con un dispositivo que infla en la forma de un bulbo. El

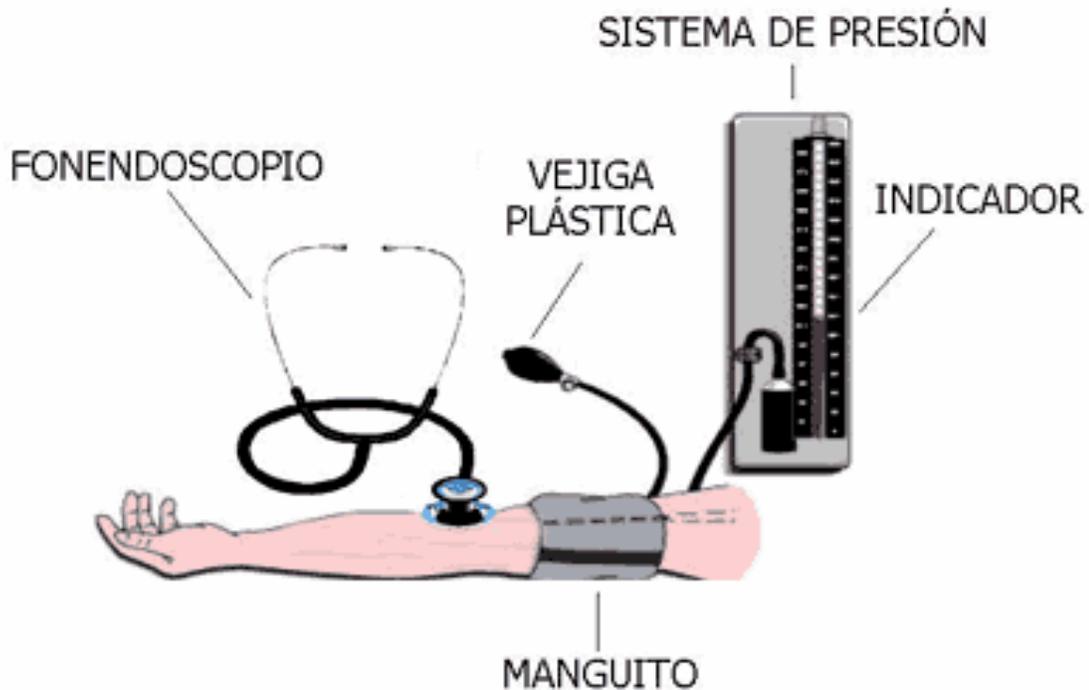
bolso es inflado exprimiendo el bulbo hasta que la presión excede la presión arterial. Esta condición es detectada por **un estetoscopio** colocado sobre la arteria braquial apenas debajo del codo puesto que no se oye ningún sonido de la arteria cerrada. Una válvula adyacente al bulbo entonces se abre parcialmente de modo que el bolso desinflen lentamente. Los sonidos de la arteria primero se oyen cuando la presión aplicada apenas no puede ocluir la arteria en el pico del ciclo arterial de la presión (la presión sistólica). Se observa esta presión y se permite la presión aplicada de continuar bajando hasta que la arteria no puede ocluir incluso en el punto más bajo del ciclo arterial de la presión (la presión diastólica). Este punto se identifica de los sonidos característicos (los sonidos de Korotkoff) a este punto, que el operador aprende reconocer. Las dos presiones, sistólica y diastólica, se registran como la presión arterial del paciente y son típicamente alrededor 120 y 80 mmHg respectivamente.

Estetoscopio (fonendoscopio).

Los sonidos de la circulación del corazón, del pecho y el periférico, que fueron detectados originalmente presionando un oído a la piel, ahora se detectan el usar de un estetoscopio. Esto es normalmente un extremo-pedazo formado campana pequeña presionado encendido a la piel y juntado a un tubo flexible, partiendo para alimentar dos auriculares. El funcionamiento de este sistema es áspero equivalente a ése alcanzado por el uso directo del oído, con una cierta amplificación proporcionada estando paradas ondas dentro del sistema. Los niveles de sonido detectados y la respuesta de frecuencia dependen de la presión aplicada a la piel (las frecuencias bajas son perdidas por una presión más alta) y por cómo esta' bien los auriculares cabidos en los oídos.

La exactitud de diagnóstico alcanzada usando un estetoscopio depende a un grado grande la experiencia y habilidad del clínico, de puesto que es muy duro dar una descripción verbal de los sonidos. Los tipos electrónicos existen para amplificar y para modificar los sonidos pero éstos no han sido aceptados generalmente por los clínicos, en parte porque los sonidos generados son desconocedores a ellos.

Los estetoscopios también existen que detectaron los sonidos de corazón dentro del esófago.



Transductor de Flujo:

En la práctica clínica es necesario medir el flujo sanguíneo, el flujo de gases en el sistema respiratorio o quizás el flujo dializado en una unidad de riñón artificial.

Ya hemos conocido de los flujo metros en la medición de gases (litros / minuto) en los cuales se hace circular el gas a través de columnas de vidrio graduadas (0- 15 l/min) y un pequeño trompo o flotador sube conforme se aumenta la cantidad (volumen) del gas a medir y contrastando su posición en relación con la escala es posible medir el flujo de gas.

Los aparatos de este tipo son muy confiables y duran muchos años, lo que debe cuidarse es que el medidor esté montado verticalmente, no se ensucie y obviamente que no se borre la escala. La mayoría están para leerse en la parte superior del medidor.

Son muy usados en la terapia con oxígeno, en máquinas de anestesia y en aquellos dispositivos en los cuales debe controlarse el volumen minuto suplido o suministrado.

El medidor de flujo automático (electrónico) normalmente va a utilizar un termistor que tiene un calentador ínter construido para elevar hasta cierto nivel la temperatura, por ejemplo, sobre el de la sangre, aire o cualquier fluido que esté pasando a través de él.. El termistor precalentado se sumerge en la corriente del fluido y así este disipará el calor, enfriándolo, detectando esta variación de temperatura se mira como una pérdida de calor que debe compensarse aumentando la energía eléctrica para mantener el termistor a la temperatura de inicio o constante y este aumento en esa energía se mide como flujo. La pérdida de calor, que se mide en términos de la potencia eléctrica (trabajo de la

corriente eléctrica) necesaria para mantener el dispositivo a una temperatura fija, puede relacionarse a la velocidad del fluido.

Existen otros dispositivos para medir flujo, por ejemplo, pequeñas hélices que tienen un contador electrónico que mide la velocidad a la que gira la hélice. La velocidad de rotación puede relacionarse a la velocidad del flujo.

Actualmente se utiliza el ultrasonido para medir el flujo sanguíneo, por medio del efecto Doppler, que dice, en palabras sencillas que la frecuencia sonora varía en función del movimiento de quien lo produce. Si la sangre esta en movimiento, el reflejo (eco) reportará variaciones que debidamente detectadas darán idea de la velocidad del flujo sanguíneo.

Electrodos

Finalmente para registrar las señales bioeléctricas de ECG, de EEG, del EMG, etc. se deben utilizar transductores de características particulares, ellos son los electrodos, para convertir un flujo iónico de la corriente del cuerpo a un flujo electrónico a lo largo de un alambre. Éstos se hacen generalmente del metal. Dos características importantes de electrodos son potencial de electrodo y entran en contacto con impedancia. Los buenos electrodos tendrán figuras estables bajas para ambas características antedichas.

El potencial de electrodo se presenta porque un electrodo del metal en contacto con un electrolito (fluidos corporales) forma una media célula con un dependiente del potencial sobre el metal en uso y los iones en el electrolito. Uno pudo contar con que dos electrodos del mismo material produzcan el mismo potencial de electrodo que cancelaría hacia fuera en cualquier grabación, pero los potenciales reales dependen de las condiciones del contacto; por ejemplo, si dos electrodos de acero se colocan en contacto con la piel puede haber un potencial neto del contacto entre ellos de 100 mV. Esto pudo causar problemas serios al amplificar señales en la región del micro voltio.

Los electrodos lo más extensamente posible usados para los usos biomédicos son los electrodos de plata que han sido cubiertos con el cloruro de plata. Un par de tales electrodos pudo tener un potencial de electrodo combinado debajo de 5 mV.

Todos los electrodos sufren de las variaciones en la resistencia del contacto debido al movimiento, y de la sequedad fuera de cualquier medio del acoplador. Esto es mejorado fijando el electrodo adecuadamente a la superficie de la piel) con una pequeña cantidad de jalea del acoplador (goma del electrolito). Otro problema puede presentarse es si hay cualquier corriente directa que atraviesa el electrodo que provenga del equipo de medición (microamperio) como corrientes diagonales pequeñas en el circuito del amplificador que mide. Durante tiempo estas corrientes causan cambios químicos en la superficie del electrodo que causa la polarización con aumento consiguiente en el potencial de electrodo. Esto puede causar la deriva del potencial y del daño de electrodo a la piel debido a la acción química. Muchos tipos de electrodos de la grabación existen incluyendo discos del metal, agujas, electrodos de succión (tipo Welch) o de ventosa, el micro electrodo, los clips o los tornillos fetales del cuero cabelludo, el etc.

Los electrodos también se utilizan para inyectar electricidad en el cuerpo para tratamientos con corrientes, calor por ejemplo en diatermia quirúrgica y diatermia de la fisioterapia. Los electrodos también existen en un poco de aparato analítico para medir la concentración de iones específicos, en el laboratorio clínico, normalmente de construcción de vidrio y diferentes elementos internos según el tipo de análisis que se requiera.

Transductores de estímulo.

Este término se usa generalmente para significar un estimulador eléctrico para inducir la contracción del músculo durante la anestesia, fisioterapia, o durante procedimientos de diagnóstico. Puede haber de varios tipos, las agujas de aplicación subcutánea para estímulos eléctricos de nervios, los foto estimuladores, usados durante los estudios de retinografía (erg), los estimuladores auditivos usados durante la audiometría eléctrica de la respuesta a, o a los estimuladores químicos (estimulantes) usados en terapia.

Los estimuladores eléctricos también se utilizan en el departamento de la neurología para las pruebas de diagnóstico en el sistema nervioso. Una velocidad de la conducción del nervio de las medidas de la prueba del campo común usando el estímulo vía el electrodo s de la piel pero el estímulo se puede también aplicar directamente a los troncos del nervio o en el cerebro durante procedimientos especializados, pero éstas son menos comunes.

Los marcapasos cardíacos son los estimuladores eléctricos que aplican pulsos cortos en el ritmo cardíaco deseado a un sitio dentro del corazón. Estos pulsos se piensan para accionar (avisar) los mecanismos naturales del corazón y se pueden requerir por un período corto (en qué caso se puede utilizar un estimulador externo con un alambre largo que conduce al corazón) o pueden ser dispositivos implantables restantes adentro por un número de años antes de que las baterías nuevas necesiten recarga.

Otros tipos de estimulador existen incluyendo éstos usados para causar la contracción de los músculos de la pierna o del brazo como ayuda a la rehabilitación después de lesiones espinales, de lesión a los nervios o a los músculos periféricos, y de esos estimuladores previstos para el uso en los músculos del piso pélvico como tratamiento para la incontinencia urinaria. El electrodo para tales dispositivos puede ser implantado, dejado de un órgano, transcutáneo (las agujas), o superficie.

Los estimuladores eléctricos pueden tener controles para fijar la longitud del pulso, la frecuencia de repetición