



**Universidad de Valladolid**



**ESCUELA DE INGENIERÍAS  
INDUSTRIALES**

**UNIVERSIDAD DE VALLADOLID**

**ESCUELA DE INGENIERIAS INDUSTRIALES**

**Grado en Ingeniería Electrónica Industrial y Automática**

# **Instrumentación Electrónica en Ingeniería Biomédica.**

**Autor:**

**Burgos Domínguez, Jorge**

**Tutora:**

**Pérez Barreiro, Cristina  
Departamento de Tecnología  
Electrónica.**

**Valladolid, 02/06/2020.**



## RESUMEN

El trabajo está enfocado en la instrumentación electrónica médica, más concretamente la empleada en el diagnóstico clínico. En el trabajo se describen y analizan las etapas que comprende un sistema electrónico de medida estándar. Se presenta la naturaleza de las diferentes variables biológicas disponibles en el cuerpo humano, haciendo hincapié en las magnitudes y características de las mismas. Con este trabajo se intenta dar una panorámica general de los transductores más utilizados clasificándolos según el tipo de variable a medir (temperatura, presión, flujo etc.), explicando sus características principales (rapidez de respuesta, modo de empleo, precisión, etc.) Por último, se analizan instrumentos y procesos desde el punto de vista del tratamiento de señales y su adecuación con el fin de mejorar su posterior uso.

The work is focused on medical electronic instrumentation, more specifically that used in clinical diagnosis. The work describes and analyses the stages involved in a standard electronic measurement system. The nature of different biological variables available in the human body is presented, emphasizing their magnitudes and characteristics. This work tries to give a general overview of the most used transducers, classifying them according to the type of variable to be measured (temperature, pressure, flow, etc.), explaining their main characteristics (speed of response, mode of use, accuracy, etc.). Finally, instruments and processes are analyzed from the point of view of signal processing and their adequacy in order to improve their subsequent use.

## PALABRAS CLAVE

Instrumentación electrónica médica, transductores, variables biológicas, tratamiento de señales, sistemas de medición médica.

Medical electronic instrumentation, transducers, biological variables, signal processing, medical measurement systems.



## ÍNDICE DE CONTENIDO.

1.	INTRODUCCIÓN Y OBJETIVOS. ....	11
2.	INTRODUCCIÓN A LOS SISTEMAS DE MEDIDA. ....	13
2.1.	ETAPAS. ....	14
2.2.	CARACTERISTICAS ESTÁTICAS EN LA MEDICIÓN.....	17
2.3.	GENERALIDADES DE LAS CARACTERISTICAS DINÁMICAS.....	20
3.	MEDIDA .....	23
3.1.	VARIABLES BIOLÓGICAS. DEFINICIÓN.....	24
3.2.	CLASIFICACIÓN.....	26
4.	TRANSDUCTORES.....	29
4.1.	PROCESO DE APLICACIÓN.....	30
4.2.	TRANSDUCTORES DE DESPLAZAMIENTO.....	32
4.2.1.	TRANSDUCTORES RESISTIVOS.....	32
4.2.2.	TRANSDUCTORES INDUCTIVOS.....	36
4.2.3.	TRANSDUCTORES CAPACITIVOS.....	38
4.3.	TRANSDUCTORES DE TEMPERATURA.....	39
4.4.	TRANSDUCTORES DE PRESIÓN.....	48
4.5.	TRANSDUCTORES DE SONIDO.....	57
4.6.	TRANSDUCTORES DE FLUJO Y VOLUMEN.....	59
4.6.1.	METODO INDICADOR-DILUCION MEDIANTE INFUSION CONTINUA.....	60
4.6.2.	METODO INDICADOR-DILUCION MEDIANTE INYECCION RAPIDA.....	60
4.6.3.	CAUDALIMETROS ELECTROMAGNÉTICOS.....	62
4.7.	TRANSDUCTORES OPTICOS.....	64
5.	ACONDICIONAMIENTO DE SEÑAL.....	67
5.1.	AMPLIFICADORES.....	68
5.2.	CIRCUITOS DE PROTECCIÓN.....	74
5.3.	CIRCUITOS DE REDUCCIÓN DE INTERFERENCIAS.....	76
5.4.	PREAMPLIFICACION.....	80
6.	CONCLUSIÓN.....	83
7.	BIBLIOGRAFÍA.....	85

## ÍNDICE DE TABLAS Y FIGURAS.

Tabla 1. Rangos de las bioseñales más comunes.....	17
Figura 1. Diferencia entre precisión y exactitud.....	18
Figura 2. Características estáticas.....	19
Figura 3. Ejemplos de sistemas lineales.....	20
Figura 4. Clasificación de variables biológicas.....	24
Figura 5. Elementos que conforman un cable coaxial.....	31
Figura 6. Diferentes potenciómetros para medidas de desplazamiento.....	33
Figura 7. Deformación de un sólido sometido a tracción: (a) situación original; (b) modificación de la longitud y del diámetro con la fuerza aplicada.....	33
Figura 8. Galga extensiométrica formando puente Wheatstone.....	35
Figura 9. Circuito clásico de un puente Wheatstone.....	36
Figura 10. (a) autoinductancia, (b) inductancia mutua y (c) tipos de transformadores con diferentes sensores de desplazamiento inductivo.....	37
Figura 11. Métodos de inductancia variable.....	37
Figura 12. Ejemplo de capacidad variable.....	39
Figura 13. (a) Relación típica de ratio de resistencia del termistor frente a la temperatura: característica para diversos materiales. (b) Característica de tensión frente corriente para un termistor en el aire y el agua.....	41
Figura 14. Estructura básica de un termopar.....	42
Figura 15. Configuraciones de termopares, explicación leyes empíricas de termopares.....	43
Figura 16. Espectro de emisión radiante frente a longitud de onda para un cuerpo negro a 300 K en el eje vertical izquierdo; porcentaje de energía total en el eje vertical derecho. (b) Transmisión espectral para una serie de materiales ópticos. (c) Sensibilidad espectral de fotones y detectores térmicos.....	46
Figura 17. Sistema típico de termómetro por radiación.....	47
Figura 18. Detalles de la disposición del sensor de fibra para sensor de temperatura.....	48
Figura 19. Elementos para la medición de la presión arterial.....	51
Figura 20. (a) Sensor de fibra óptica. (b) Señal de salida frente a la desviación de la membrana.....	52
Figura 21. Circuito electrónico de un sistema de medición de presión.....	53
Figura 22. Circuito simplificado.....	54
Figura 23. Sistema para la medición indirecta de la presión arterial.....	55
Figura 24. Determinación de la presión arterial por ultrasonidos.....	56
Figura 25. Obtención de la presión intraocular por tonometría.....	57
Figura 26. Curva frecuencia-respuesta de un estetoscopio.....	59
Figura 27. Curva del método de indicador-dilución mediante inyección rápida.....	60
Figura 28. Caudalímetro electromagnético.....	63
Figura 29. Sonda perivascular.....	64
Figura 30. (a) Diagrama general de bloques de un instrumento óptico.....	65
Figura 31. Espectros de frecuencia para las señales más comunes.....	69



Figura 32. Forma característica del complejo QRS en un electrocardiograma. ....	71
Figura 33. Aparición de transitorios por saturación.....	73
Figura 34. Circuito eléctrico de protección.....	74
Figura 35. Elemento de protección .....	75
Figura 36. Par trenzado para eliminación de interferencias electromagnéticas.....	77
Figura 37. Representación dominio en frecuencia.....	78
Figura 38. Esquema eléctrico de filtro paso bajo .....	78
Figura 39. Esquema eléctrico de filtro paso alto. ....	80
Figura 40. Esquema eléctrico de filtro pasabanda.....	80



# **1. INTRODUCCIÓN Y OBJETIVOS.**

El presente proyecto tiene como finalidad describir y entender los principales sistemas e instrumentos electrónicos utilizados hoy en día en el área de la medicina. Debido a la gran amplitud que esto implica, el proyecto se enfoca especialmente en el diagnóstico clínico, para ello será necesario entender las diferentes fases que conforma un sistema de medida, explicando en cada tema una fase distinta. Esto supondrá, entender y conocer qué variables podemos medir en el cuerpo humano, cómo trabajan y qué instrumentos son capaces de recoger dicha variable, haremos bastante hincapié en las magnitudes con las que trabajamos en biomedicina lo que obliga a conocer las características físicas de los instrumentos para permitir adecuar el instrumento a las características de la variable a obtener, así mismo, será necesario tratar la señal obtenida para permitir ser utilizada posteriormente y que el médico pueda realizar un correcto diagnóstico al paciente, esto incluye instrumentos de amplificación de señales, elementos de protección o elementos de eliminación de perturbaciones que puedan alterar la medida.

Para tener una vista global del proyecto y a modo de resumen a continuación se muestran los objetivos ya mencionados en el orden en el que los abordaremos a lo largo del mismo:

- Conocer el proceso completo que permita medir, acondicionar y registrar la variable a conocer para poder ser utilizada.
- Conocer las propiedades estáticas y dinámicas de los aparatos de medida que permita diferenciar sensores de la misma familia y adecuar el instrumento a los requisitos del proceso.
- Conocer las diferentes variables biológicas medibles que conforman el cuerpo humano.
- Conocer los diferentes tipos de transductores que se utilizan en medicina para medir las variables biológicas.
- Conocer métodos de tratamiento de señales para permitir su posterior utilización.

## **2. INTRODUCCIÓN A LOS SISTEMAS DE MEDIDA.**

Buena parte de los procesos de medida utilizados en medicina y biología se realizan siguiendo una serie de fases o etapas. En este tema presentaremos una panorámica general de dichos pasos.

## 2.1. ETAPAS.

- **MEDIDA.**

Es la variable física o propiedad que mide el sistema. La accesibilidad de la medida es importante porque puede ser interna (como la presión sanguínea), puede estar en la superficie del cuerpo (potencial de electrocardiograma), puede emanar del cuerpo (radiación infrarroja) o puede derivarse de una muestra que se extrae del cuerpo (como la sangre). Las medidas más importantes desde el punto de vista médico se pueden agrupar en las siguientes categorías: biopotencial, presión, flujo, dimensiones (imágenes), desplazamiento (velocidad, aceleración y fuerza), impedancia, temperatura y concentraciones químicas. La medida puede estar localizada en un órgano específico o en una estructura anatómica.

- **TRANSDUCTOR.**

Generalmente, el término sensor/transductor se define como un dispositivo que convierte una forma de energía en otra, normalmente convierte una medida física en una salida eléctrica. Éste debe interactuar con el paciente de manera que sea lo menos invasivo posible, muchos transductores tienen un elemento sensor primario, por ejemplo, un diafragma, que convierte la presión en desplazamiento y un elemento de conversión, como una galga extensométrica que convierte el desplazamiento en un voltaje eléctrico. A veces, la sensibilidad del sensor se puede ajustar en un amplio rango alterando el elemento sensor primario, aunque muchos elementos de conversión necesitan energía eléctrica externa para obtener la salida.

- **ACONDICIONAMIENTO DE SEÑAL.**

Por lo general, la salida del sensor no se puede acoplar directamente al dispositivo de visualización. Los acondicionadores de señales pueden amplificar y filtrar la señal o hacer coincidir la impedancia del sensor con la pantalla. A menudo, las salidas de los sensores se convierten a forma digital y luego se procesan mediante circuitos digitales especializados o mediante un microprocesador, por ejemplo, el filtrado de señales puede reducir las señales indeseables del sensor, también puede promediar señales repetitivas para reducir el ruido, o puede convertir información del dominio del tiempo al dominio de la frecuencia. Esta fase es especialmente importante en el entorno de la medicina porque hablamos de señales extremadamente pequeñas (microvoltios) lo que supone que una pequeña interferencia puede acarrear una lectura completamente

distinta a la realidad impidiendo el correcto diagnóstico del paciente.

- **PANTALLA DE SALIDA.**

Los resultados del proceso de medición deben mostrarse de forma que el médico pueda percibirlos adecuadamente, puede ser numérica o gráfica, discreto o continuo, permanente o temporal, dependiendo de la medida en particular y cómo el operador usará la información. En su mayoría se procesa mediante el sentido de la vista, aunque hay señales (señales ultrasónicas Doppler, por ejemplo) que es mejor percibida por otros sentidos (aquí, el sentido auditivo).

- **ELEMENTOS AUXILIARES.**

Se debe aplicar una señal de calibración al sensor que se ajuste con las propiedades de la medida o tan pronto como sea posible en la cadena de procesamiento de la señal. Se pueden realizar muchas formas de control y retroalimentación para obtener la medida, para ajustar el sensor, el acondicionador de señal y para dirigir el flujo de salida para su visualización, almacenamiento o transmisión. El control y la retroalimentación pueden ser automáticos o manuales, los datos pueden almacenarse brevemente para mejorar su acondicionamiento o para permitir que el médico examine los datos, alternativamente, los datos pueden almacenarse antes del acondicionamiento de la señal, de modo que se puedan utilizar diferentes esquemas de procesamiento. Los principios convencionales de comunicación a menudo se utilizan para transmitir los datos a pantallas remotas en estaciones de enfermería, centros médicos o instalaciones de procesamiento de datos médicos.

- **RESTRICCIONES DE MEDICIÓN.**

La instrumentación médica descrita a lo largo de este proyecto está diseñada para medir parámetros médicos y fisiológicos. Los principales rangos de medición y frecuencia para cada parámetro son factores importantes que afectan al diseño de todos los componentes del instrumento, se puede apreciar una breve descripción de los rangos típicos de magnitud y frecuencia de parámetros médicos en la Tabla 1, en ella se muestran rangos aproximados que pretenden incluir valores normales y anormales. La mayoría de los rangos de medición son bastante bajos en comparación con los parámetros no médicos. Por ejemplo, la mayoría de los voltajes están en el rango de microvoltios y las presiones son muy bajas. Estas propiedades de los parámetros limitan las opciones prácticas disponibles para los diseñadores en todos los aspectos del diseño de instrumentos.

Muchas variables cruciales en los sistemas vivos son inaccesibles porque no se puede obtener la interfaz adecuada de medición sin dañar el sistema. A diferencia de muchos sistemas físicos complejos, un sistema biológico es de tal naturaleza que no es posible apagarlo y eliminar partes del mismo durante el procedimiento de medición. Incluso si

se pudiera evitar las interferencias de otros sistemas fisiológicos, el tamaño físico de muchos sensores prohíbe la formación de una interfaz adecuada. Cualquiera de estas variables inaccesibles se debe medir indirectamente o se deben aplicar correcciones a los datos afectados por el proceso de medición. El gasto cardíaco es una medida importante que obviamente es bastante inaccesible.

Las variables medidas del cuerpo humano o de los animales rara vez son deterministas, la mayoría de los valores medidos varían con el tiempo, incluso cuando todos los factores de control son fijos. Muchas medidas médicas varían entre pacientes normales, incluso cuando las condiciones son similares. Esta variabilidad inherente ha sido documentada a nivel molecular y de órganos, e incluso para todo el cuerpo. Muchas variaciones anatómicas internas acompañan las diferencias externas entre los pacientes. Las grandes tolerancias en las mediciones fisiológicas son en parte del resultado de interacciones entre muchos sistemas fisiológicos. Existen muchos circuitos de retroalimentación entre los sistemas fisiológicos, y muchas de las interrelaciones son poco conocidas. Rara vez es factible controlar o neutralizar los efectos de estos sistemas en la variable medida. El método más común para hacer frente a esta variabilidad es asumir funciones empíricas de distribución estadística y probabilística. Las mediciones individuales se comparan con estas normas.



Definición	Rango amplitud	Rango frecuencia
Actividad eléctrica cardíaca	0.5 - 4 mV	0.01-250 Hz
Actividad eléctrica cerebral	5 - 300 $\mu$ V	DC-150 Hz
Actividad eléctrica gástrica	10 $\mu$ V - 1 mV	DC-1 Hz
Actividad eléctrica muscular	0.1 - 5 mV	DC-10 kHz
Actividad eléctrica nerviosa	0.01 - 3 mV	DC-1 kHz
Potencial retina-córnea	50 - 3500 $\mu$ V	DC-50 Hz
Actividad eléctrica de la retina	0 - 900 $\mu$ V	DC-50 Hz
Sonidos cardíacos	80 dB (rango dinámico) 100 $\mu$ Pa (umbral)	5-2000 Hz
Flujo sanguíneo	1 - 300 ml/s	DC - 20 Hz
Cantidad de sangre bombeada por el corazón en unidad de tiempo	4 - 25 litros/minuto	DC - 20 Hz
Medida del pH en sangre	6.8 - 7.8 unid. pH	DC - 2 Hz
Medida de cambios de volumen	Depende del órgano medido	DC-30 Hz
Medida del flujo respiratorio	0-600 litros/minuto	DC-40 Hz
Potencial característico de diferentes tipos de células	100 mV	2 kHz
Respuestas cerebrales evocadas por estímulos sensoriales	0.1 - 10 $\mu$ V	0.5 - 3 kHz
Presión sanguínea arterial	10 - 400 mm Hg	DC - 50 Hz
Presión sanguínea venosa	0 - 50 mm Hg	DC - 50 Hz
Potencial generado por la actividad de las glándulas sudoríparas de la mano	1 - 500 k $\Omega$	0.01 - 1 Hz

Tabla 1. Rangos de las bioseñales más comunes. (Universidad politécnica de Cartagena, Bioseñales)

## 2.2. CARACTERÍSTICAS ESTÁTICAS EN LA MEDICIÓN.

Para permitir comparar instrumentos disponibles comercialmente y evaluar nuevos diseños de instrumentos, se necesitan criterios cuantitativos para el desempeño de los instrumentos. Estos criterios deben especificar claramente qué tan bien un instrumento mide la entrada deseada y cuánto depende la salida ante interferencias y modificaciones. Las características del instrumento generalmente se dividen en dos clases en función de la frecuencia de las señales de entrada.

Las características estáticas describen el rendimiento de los instrumentos para entradas

de CC o de muy baja frecuencia. Las propiedades de salida para una amplia gama de entradas constantes demuestran la calidad de la medición, incluidos los efectos no lineales y estadísticos. Algunos sensores e instrumentos, como los dispositivos piezoeléctricos, responden solo a entradas que varían en el tiempo y no tienen características estáticas.

Las características dinámicas requieren el uso de ecuaciones diferenciales y / o integrales para describir la calidad de las mediciones. Aunque las características dinámicas generalmente dependen de características estáticas, las no linealidades y la variabilidad estadística generalmente se ignoran para las entradas dinámicas, porque las ecuaciones diferenciales se vuelven difíciles de resolver. Las características completas se aproximan por la suma de características estáticas y dinámicas. Esta simplificación necesaria es frecuentemente responsable de las diferencias entre el rendimiento real e ideal del instrumento.

- **EXACTITUD.**

Es la capacidad de proporcionar valores que se aproximen al valor verdadero de la magnitud. El error absoluto de la medida es la diferencia entre la salida real frente a la teórica ideal, normalmente se expresa en tanto por ciento, aunque normalmente se usa el error relativo,  $(\text{Valor absoluto}/\text{Valor verdadero})$ .

- **PRECISIÓN.**

Capacidad de proporcionar la misma salida ante un mismo estímulo de entrada en las mismas condiciones, no confundir exactitud con precisión, en la Figura 1 podemos apreciar la diferencia entre ambas cualidades.

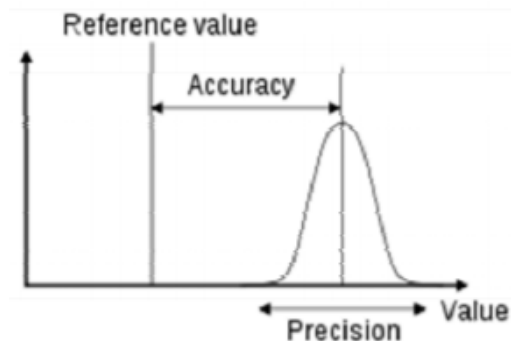


Figura 1. Diferencia entre precisión y exactitud. (Universidad de Valladolid. Instrumentación Electrónica)

- **RESOLUCIÓN.**

La cantidad incremental más pequeña que se puede medir es la resolución. Si la cantidad medida comienza desde cero, el término umbral es sinónimo de resolución. La resolución expresa el grado en que valores casi iguales de una medida pueden ser discriminados.

- **REPRODUCIBILIDAD.**

La capacidad de un instrumento para proporcionar la misma salida para entradas iguales aplicadas durante un período de tiempo se denomina reproducibilidad o repetibilidad. La reproducibilidad no implica exactitud, pues una báscula mal calibrada puede darte el mismo valor sin ser éste el verdadero.

- **CONTROL ESTADÍSTICO.**

La exactitud de un instrumento no es significativa a menos que se consideren todos los factores, como el medio y el método de uso. El control estadístico asegura que las variaciones aleatorias en las variables medidas que influyen en el proceso de medición sean tolerables. Cualquier error sistemático o sesgo puede eliminarse mediante factores de calibración y corrección, pero las variaciones aleatorias plantean un problema más difícil. El sensor y / o instrumento puede introducir variaciones estadísticas que hacen que los productos no sean reproducibles. Si no se puede eliminar la causa de esta variabilidad, se debe utilizar el análisis estadístico para determinar la variación del error. Hacer mediciones múltiples y promediar los resultados puede mejorar la estimación del valor real.

- **SENSIBILIDAD ESTÁTICA.**

Una calibración estática se realiza manteniendo todas las entradas (deseadas e interferencias) constantes excepto una. Esta entrada se varía incrementalmente sobre el rango de funcionamiento, lo que resulta un incremento en la salida. La sensibilidad estática de un instrumento es la relación entre el incremento de la variable de salida respecto al incremento en la variable de entrada. La pendiente incremental se puede obtener de la unión entre dos puntos adyacentes o de la tangente de un punto de la curva de calibración. La sensibilidad estática puede ser constante sólo para una parte del rango de funcionamiento del instrumento, como se muestra en la Figura 2.

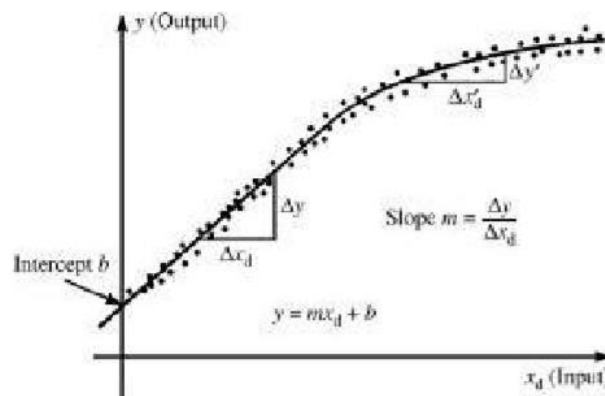


Figura 2. Características estáticas. (Universidad de Valladolid. Instrumentación Electrónica)

### 2.3. GENERALIDADES DE LAS CARACTERÍSTICAS DINÁMICAS.

Sólo unas pocas mediciones médicas, como la temperatura corporal, son cantidades constantes o variables lentamente. La mayoría de los instrumentos médicos deben procesar señales que son funciones del tiempo. Es esta propiedad la que nos obliga a considerar las características dinámicas del instrumento. Se requieren ecuaciones diferenciales o integrales para relacionar las entradas dinámicas con las salidas dinámicas para sistemas continuos. Afortunadamente, muchos instrumentos de ingeniería pueden ser descritos por ecuaciones diferenciales lineales ordinarias con coeficientes constantes. La entrada  $x(t)$  está relacionada con la salida  $y(t)$  de acuerdo con la siguiente ecuación:

$$a_n \frac{d^n y}{dt^n} + \dots + a_1 \frac{dy}{dt} + a_0 y(t) = b_m \frac{d^m x}{dt^m} + \dots + b_1 \frac{dx}{dt} + b_0 x(t) \quad (1)$$

Donde las constantes  $a$  ( $i = 0, 1, \dots$ ) y  $b$  ( $j = 0, 1, 2, \dots$ ) dependen de parámetros físicos y eléctricos del sistema. Al introducir el operador diferencial  $Dk = dk() / dtk$ , podemos escribir esta ecuación como:

$$(a_n D^n + \dots + a_1 D + a_0) y(t) = (b_m D^m + \dots + b_1 D + b_0) x(t) \quad (2)$$

Los lectores familiarizados con las transformaciones de Laplace pueden reconocer que  $D$  puede ser reemplazado por el parámetro Laplace  $s$  para obtener la ecuación que relaciona las transformaciones  $Y(s)$  y  $X(s)$ .

Se trata de ecuaciones diferenciales lineales, porque se asumen propiedades lineales como las indicadas en la Figura 3 donde los coeficientes  $a_i$  y  $b_j$  no son funciones del tiempo ni de la entrada  $x(t)$ .

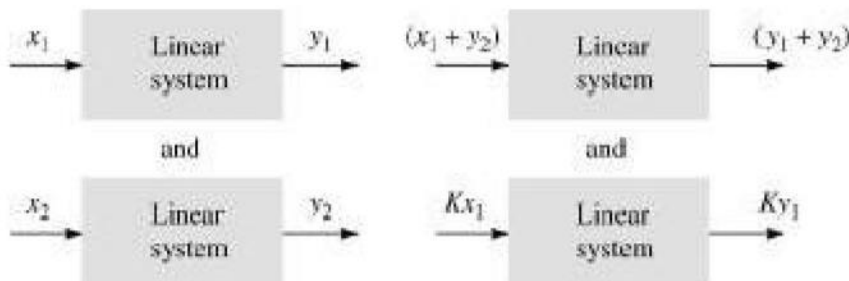


Figura 3. Ejemplos de sistemas lineales. (John, G.W. (1976). *Medical Instrumentation and design 4th edition*)

La ecuación es ordinaria, porque sólo hay una variable independiente  $y$ . Tales propiedades significan que los métodos del instrumento para adquirir y analizar las

señales no cambian en función del tiempo ni del valor de la entrada.

La mayoría de los instrumentos prácticos se describen mediante ecuaciones diferenciales de cero, primer o segundo orden; por lo tanto  $n = 0, 1, 2$ , y los derivados de la entrada suelen ser cero, por lo que  $m = 0$ .

La entrada  $x(t)$  se puede clasificar como transitoria, periódica o aleatoria. No se imponen restricciones generales en  $x(t)$ , aunque, para aplicaciones particulares, normalmente se asumen límites en el contenido de amplitud y frecuencia. La solución para la ecuación diferencial depende del tipo de entrada, la función salto es la entrada transitoria más común para la instrumentación. Las sinusoides son la función periódica más común para utilizar porque, a través de la expansión de la serie Fourier, cualquier función periódica puede ser aproximada por una suma de sinusoides. El ruido blanco limitado por banda es la entrada aleatoria más utilizada porque se puede probar el rendimiento del instrumento para todas las frecuencias en un ancho de banda determinado.



## **3. MEDIDA**

El primer paso en un sistema de medida es conocer qué podemos y qué queremos medir, es importante saber la naturaleza de la variable a medir, dónde actúa, cómo trabaja y de dónde viene. Como hablamos anteriormente, en el cuerpo humano unas variables actúan sobre otras y el lugar donde se originan a veces dificulta su medición, es preciso conocerlas con detalle para abordarlas de la mejor manera sin que suponga un riesgo para el paciente, en este tema abordaremos las diferentes variables biológicas medibles que se encuentran en el ser humano.

### 3.1. VARIABLES BIOLÓGICAS. DEFINICIÓN.

Definimos a las variables biológicas como las magnitudes físico-químicas que se emplean en el estudio de la estructura y función de los seres vivos.

#### Bioimpedancia



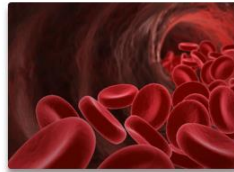
- la composición volumen
- distribución sanguínea
- información sobre el sistema nervioso

#### Biomecánicas



Incluyen señales generadas por procesos mecánicos del cuerpo como locomoción, y desplazamiento

#### Bioacústicas



Fenómenos acústicos producidos por funciones normales del cuerpo

#### Bioquímicas



Son el resultado de mediciones químicas de tejidos vivos o muestras analizadas en laboratorio

#### Biomagnéticas



Producen campos magnéticos en extremo débiles, la medición de estos campos brinda información que ningún otra bioseñal provee.

#### Bioópticas



Son resultado de reacciones ópticas que ocurren naturalmente o son inducidas para su medición

Como obtener información de un feto

Figura 4. Clasificación de las variables biológicas.

#### • SEÑALES DE BIOIMPEDANCIA.

La impedancia eléctrica de los tejidos nos permite conocer información sobre composiciones corporales como puede ser la masa muscular, la masa mineral ósea, grasa, desequilibrio de minerales... también es ampliamente utilizado para conocer volúmenes y si presentan inflamación. Es muy común en áreas de nutrición debido a la cantidad de información que revela, no obstante, también es utilizada para monitorear la función pulmonar y renal.



- **SEÑALES BIOACUSTICAS.**

Muchas de las actividades cotidianas que realiza el cuerpo humano provoca pequeños movimientos, éstos generan sonidos capaces de registrar mediante micrófonos o instrumentación acústica, debido a que el sonido se transmite por ondas facilita su captación evitando tener que introducir transductores en zonas sensibles o de riesgo para el paciente, el monitoreo del corazón o del sistema respiratorio son ejemplos donde se trabaja con este tipo de señales.

- **SEÑALES BIOMAGNETICAS.**

Los fenómenos eléctricos se hallan en todos los organismos vivientes, existen corrientes eléctricas en el cuerpo que producen campos magnéticos que se extienden fuera del cuerpo, en consecuencia, los organismos pueden verse influidos también por campos magnéticos y electromagnéticos externos. Cambios en los campos naturales del cuerpo pueden producir cambios físicos y de conducta, órganos como el cerebro, o el corazón producen este tipo de señales, son de gran importancia ya que revelan gran información acerca de su funcionamiento que en la mayoría de casos es compleja, uno de los principales problemas es que son extremadamente débiles, a pesar de ello, hoy en día contamos con instrumentación capaz de medir dichas señales, se ha estudiado que conocer y controlar el valor de ellas ayuda a la respuesta en pacientes con patología, por ejemplo, se ha estudiado que controlando los campos electromagnéticos del cerebro es capaz de estimular la creación de células inmunológicas que ayudan al organismo a luchar contra enfermedades como el cáncer.

- **SEÑALES BIOMECÁNICAS.**

Las señales biomecánicas se producen por alguna función mecánica del organismo como el movimiento, desplazamiento, tensión, fuerza, presión, flujo etc, son las más comunes debido al número de señales que existen de este tipo y al origen de las mismas, debido a la naturaleza de éstas, no se propagan por todo el cuerpo como ocurría con las señales acústicas, para la medición de las señales biomecánicas usualmente se tienen que medir en el lugar donde se originan, esto como ya comentamos anteriormente crea grandes problemas para la obtención de la medida.

Revelan información básica del paciente, capaz de dar un diagnostico claro solo en base a estas señales, no obstante, es necesario un instrumento especializado para cada tipo de señal, a lo largo del proyecto veremos diferentes instrumentos capaces de medir las diferentes señales biomecánicas mencionadas anteriormente.

- **SEÑALES BIOQUÍMICAS.**

Las señales bioquímicas las encontramos principalmente en los tejidos, nos revela información acerca de los procesos que se realizan en ellos, información acerca de

niveles y concentraciones que originan cambios celulares que modifican la respuesta final de los mismos, conocerlas no solo evita posibles patologías y enfermedades, sino que ayuda al correcto desarrollo del paciente, un ejemplo es la creación de proteínas, implicadas en el crecimiento. La mayoría se extraen del paciente y se analizan en un laboratorio.

- **SEÑALES BIOPTICAS.**

La mayoría de este tipo de señales se originan debido a la incidencia de luz sobre el sistema biológico, podemos conocer la concentración de O<sub>2</sub> en la sangre midiendo la luz transmitida y reflejada de los tejidos, otro ejemplo muy utilizado es en estado de gestación donde podemos conocer el estado del feto midiendo la fluorescencia del líquido amniótico.

### 3.2. CLASIFICACIÓN.

Conocidas las variables biológicas podemos agruparlas según su origen, en primer lugar están las que derivan del estudio morfológico del organismo o forma de los órganos (Que puede ser indicativa de normalidad o de la existencia de patología), y que puede objetivarse de formas muy diversas, como mediante el empleo de rayos X (radiodiagnóstico), de los radioisótopos (Medicina nuclear) o de los ultrasonidos (Ecografía) donde casi todas las fases del proceso general que presentamos en este trabajo tienen aplicación en las técnicas diagnósticas mencionadas.

En segundo lugar, agrupamos las variables que tienen una significación eminentemente fisiológica, es decir, derivada del funcionalismo orgánico. Dentro de este grupo incluimos, como ejemplos destacados, el estudio funcional del sistema cardiovascular, del aparato respiratorio, los que se refieren a la medida de gases o líquidos orgánicos, y las que constituyen potenciales eléctricos biológicos. Dentro de este grupo encontramos los potenciales biológicos funcionales y los potenciales biológicos de manifestación. La diferencia entre ambos estriba en que, en el primer caso, los potenciales biológicos son los responsables directos de una función y se pueden considerar como su causa. Por otra parte, si aparecen en el organismo potenciales que son consecuencia, pero no causa de la realización de una función determinada, se llaman de manifestación porque aparecen como una expresión indirecta, como un indicador de que se realiza una función, ejemplos destacados son los que se miden en el electrocardiograma (Indicador de la actividad eléctrica del corazón), en el electroencefalograma, etc.

Por último, debemos indicar que existen potenciales biológicos que no admiten una clasificación clara en ninguno de los dos grupos mencionados.

Desde el punto de vista instrumental, todas las variables mencionadas se pueden clasificar en eléctricas y no eléctricas. Este criterio se justifica por ser uno de los factores determinantes del proceso instrumental en la medida de la variable, como veremos a

continuación.

Puede abordarse desde al menos cuatro puntos de vista. Las técnicas de medición biomédica se pueden agrupar de acuerdo con la medida que se detecta, como la presión, el flujo o la temperatura. Una ventaja de esta clasificación es que hace que los diferentes métodos para medir cualquier medida sean fáciles de comparar.

Un segundo esquema de clasificación utiliza el principio de transducción, como resistivo, inductivo, capacitivo, ultrasónico o electroquímico. Se pueden utilizar diferentes aplicaciones de cada principio para fortalecer la comprensión de cada concepto; Además, las nuevas aplicaciones pueden ser fácilmente aparentes.

Las técnicas de medición se pueden estudiar por separado para cada sistema de órganos, como los sistemas cardiovascular, pulmonar, nervioso y endocrino. Este enfoque aísla todas las mediciones importantes para los especialistas que necesitan saber solo sobre un área específica.

Finalmente, los instrumentos biomédicos se pueden clasificar según las especialidades de medicina clínica, como pediatría, obstetricia, cardiología o radiología. Este enfoque es valioso para el personal médico interesado en instrumentos especializados. Por supuesto, ciertas medidas, como la presión arterial, son importantes para muchas especialidades médicas diferentes.



## **4. TRANSDUCTORES.**

En este tema explicaremos los instrumentos más utilizados para la obtención de las variables mencionadas en el tema anterior, cómo funcionan y las características de los mismos, éstas últimas son importante conocerlas pues no todas las variables de la misma naturaleza (la presión, por ejemplo) trabajan de igual forma en todo el cuerpo, exigiendo una mayor o menor precisión según en qué parte nos encontremos, así como la frecuencia con la que ésta varía, el tiempo de obtención de la medida por parte del instrumento, si es invasivo o no, etc. (no es lo mismo medir la presión en el brazo que en el corazón) Son características que nos permitirá decidir qué instrumento va más acorde con las necesidades del paciente.

#### **4.1. PROCESO DE APLICACIÓN.**

Si tratamos de medir una variable eléctrica, la primera medida será recoger, mediante unos electrodos, la corriente emitida, como mencionamos anteriormente esta señal eléctrica no será apta, por lo general, para su registro directo, por lo que será necesaria su amplificación, tras la cual sí que será posible su registro por diversos instrumentos: osciloscopio, inscripción en cinta de papel, fotografía, etc. Los datos registrados se pueden almacenar para someterlos a análisis, es decir, para extraer, mediante un estudio más detenido, toda la información que contienen.

Si la variable biológica no es eléctrica, pueden seguirse varios sistemas para su registro. En unos casos pueden medirse directamente, es decir sin cambiar el carácter de la magnitud. Así, los sonidos cardiacos se pueden auscultar con el estetoscopio y siguen siendo sonidos, o la determinación de la frecuencia del pulso mediante conteo directo sin precisar ningún aparato intermedio. Sin embargo, la medida directa de las variables no eléctricas no suele ser fácil más que en contados casos. Por ello, si no se puede medir directamente será necesario detectarla mediante un transductor, que es un elemento sensible a una determinada magnitud física o química y capaz de transformarla en otra magnitud diferente, proporcionando datos capaces de ser utilizados. Un ejemplo conocido de transductor es el termómetro, que contiene un elemento sensible a la temperatura capaz de transformar sus variaciones en variaciones del volumen de este elemento, que son fácilmente medibles.

Pues bien, mediante un transductor la variable biológica en cuestión puede ser transferida, bien a un sistema de registro no eléctrico como a uno eléctrico.

Los sistemas eléctricos de registro presentan una gran versatilidad, y de hecho pueden utilizarse para cualquier tipo de medida. Por esta razón se utilizan en la mayor parte de los casos, no obstante, en ocasiones es más sencillo utilizar un sistema de registro no eléctrico.

La mayoría de los transductores utilizados en medicina y en biología son eléctricos, o sea, traducen la variable recogida a una variable eléctrica, que en última instancia es

siempre una variación de la tensión o de la intensidad de la corriente. Hay dos razones importantes para justificar la preponderancia de los transductores de tipo eléctrico.

Una de ellas es el gran número de fenómenos que alteran las propiedades eléctricas de los cuerpos, suministrando procedimientos de traducción de una variable a otra. Así, las variaciones de presión ejercidas sobre el cuerpo pueden hacer variar su forma y, por tanto, su resistencia eléctrica, resistencia eléctrica que, por otra parte, también depende de la temperatura del cuerpo. La acción de la presión sobre un conductor metálico constituido como una de las placas de un condensador hace variar la distancia entre ella y la otra construida fija, variando su capacidad.

Otra razón es la facilidad que presentan las variables eléctricas para su transmisión y manipulación de las más diversas formas gracias al desarrollo de la electrónica.

Para transmitir una variable eléctrica en la mayoría de los casos es suficiente un simple cable conductor, en otros basta con un cable coaxial, que es un conductor que sirve de soporte a la señal eléctrica rodeado por otro concéntrico que impide que los campos electromagnéticos exteriores actúen sobre el primero alterando la señal transmitida.

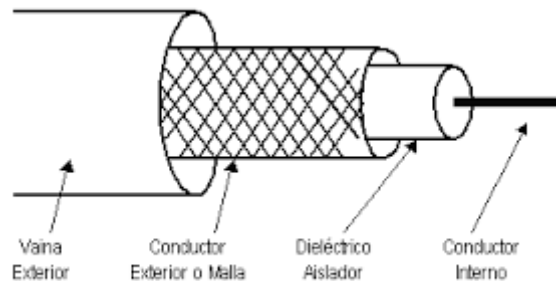


Figura 5. Elementos que conforman un cable coaxial.

([http://www.angelfire.com/co/atriplea/medios\\_de\\_transmision\\_sesion2.html](http://www.angelfire.com/co/atriplea/medios_de_transmision_sesion2.html))

A veces es posible traducir la señal eléctrica a una onda de radio y transmitirla por el aire o por el vacío, como veremos más adelante.

Por las razones aducidas se puede decir que hay tantos transductores eléctricos como variables interesa traducir, lo cual no significa que no existan transductores no eléctricos, se emplean éstos siempre que por sus características presenten ventajas de sencillez o de precio, lo cual, no sucede muchas veces.

Puesto que los tipos de transductores utilizados en medicina son muchos, y no podemos exponer una teoría general para todos ellos, nos limitaremos a tratar las bases físicas de los más utilizados que servirán de ejemplo genérico para los aquí no estudiados.

## 4.2. TRANSDUCTORES DE DESPLAZAMIENTO.

El médico y el investigador biomédico están interesados en medir el tamaño, la forma y la posición de los órganos y tejidos del cuerpo. Las variaciones en estos parámetros son importantes para discriminar la normalidad de la función anormal. Los sensores de desplazamiento se pueden utilizar tanto en sistemas de medición directos como indirectos. Las mediciones directas del desplazamiento se pueden utilizar para determinar el cambio en el diámetro de los vasos sanguíneos, los cambios en el volumen, la forma de las cámaras cardíacas etc.

Las mediciones indirectas de desplazamiento se pueden utilizar para cuantificar los movimientos de los fluidos a través de las válvulas cardíacas. Un ejemplo es el movimiento de un diafragma que detecta el movimiento del corazón y los pulsos cardíacos resultantes indirectamente.

Aquí describiremos una serie de métodos de medición sensibles al desplazamiento: resistivos, inductivos y capacitivos.

### 4.2.1. TRANSDUCTORES RESISTIVOS.

- **POTENCIÓMETROS.**

La Figura 6 muestra tres tipos de dispositivos potenciométricos para medir el desplazamiento. El potenciómetro que se muestra en la Figura 6(a) mide los desplazamientos traslacionales, para los desplazamientos rotacionales se detectan como se muestra en la Figura 6(b) y Figura 6 (c). Los elementos de resistencia (compuestos por material de alambre enrollado, película de carbono, película metálica, plástico conductor o cerámica) pueden ser excitados por voltajes de corriente continua o alterna. Estos potenciómetros producen una salida lineal en función del desplazamiento, siempre que el potenciómetro no esté cargado eléctricamente.

La resolución de estos potenciómetros depende de la construcción. Para lograr una conversión continua para valores de resistencia de hasta  $10\Omega$  se utiliza una pieza recta de alambre. Para mayores variaciones en la resistencia, desde varios ohmios hasta varios  $M\Omega$ , el alambre de resistencia se enrolla en un mandril. La limitación fundamental de la resolución depende del espaciado entre cables, que puede ser tan pequeña como  $20\ \mu\text{m}$ . Los componentes de fricción e inercia de estos potenciómetros deben ser bajos para minimizar la distorsión dinámica del sistema.



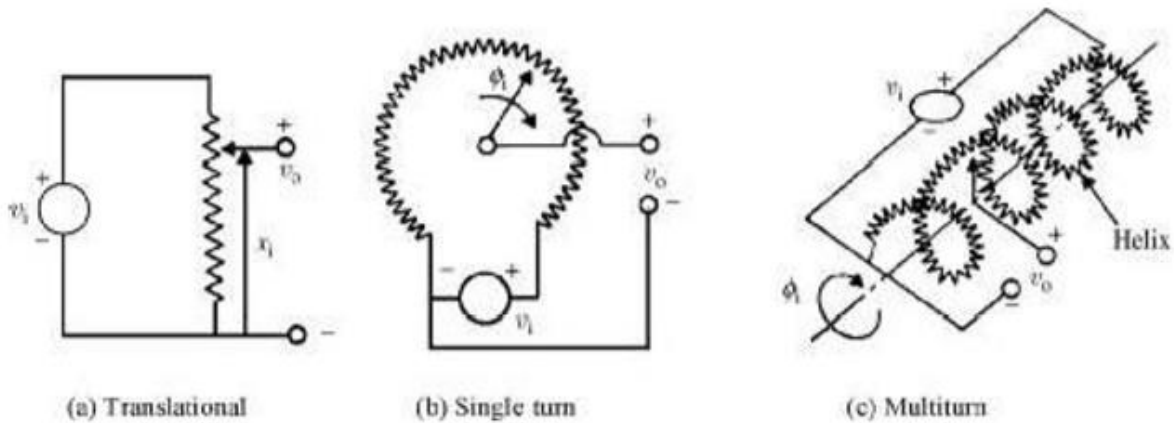


Figura 6. Diferentes potenciómetros para medidas de desplazamiento. (Doebelin, E.(1990). Measurements systems application and design)

• **GALGAS EXTENSIOMETRICAS.**

Cuando un alambre fino (25 μm) se tensa dentro de su límite elástico, la resistencia del alambre cambia debido a los cambios en el diámetro, la longitud y la resistividad. Los medidores de deformación unitaria resultantes se pueden utilizar para medir desplazamientos extremadamente pequeños, en el orden de nanómetros.

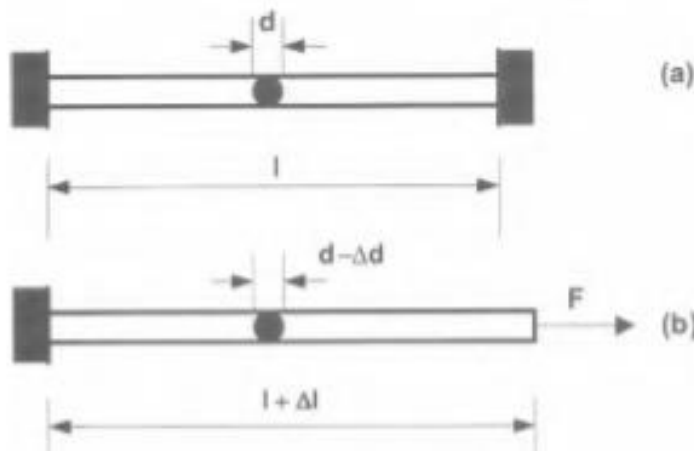


Figura 7. Deformación de un sólido sometido a tracción: (a) situación original; (b) modificación de la longitud y del diámetro con la fuerza aplicada. (Universidad de Valladolid. Instrumentación Electrónica)

La ecuación básica para la resistencia de un alambre con resistividad ρ (Ω·m), longitud L (metros) y área transversal A (m<sup>2</sup>) es:

$$R = \rho \cdot \frac{l}{\frac{\pi \cdot d^2}{4}} \tag{3}$$

Supongamos que se aplica una fuerza  $F$  de tracción a uno de los extremos con lo que el material se deforma elásticamente. En principio, se modificarán las dimensiones produciéndose un alargamiento del hilo y una disminución de su sección que ocasionará un cambio en la resistencia efectiva del hilo, cambio que quedará recogido con la expresión:

$$\frac{\Delta R}{R} = \frac{\Delta \rho}{\rho} + \frac{\Delta l}{l} - 2 \cdot \frac{\Delta d}{d} \quad (4)$$

Que se obtiene tomando logaritmos neperianos y obteniendo la expresión incremental. Por otro lado, la ley de Poisson establece la deformación elástica de la sección de un cilindro de material cuando se somete a un esfuerzo de tracción o compresión en relación con la deformación longitudinal mediante un parámetro adimensional, el denominado coeficiente de Poisson:

$$v = \frac{\frac{\Delta d}{d}}{\frac{\Delta l}{l}} \quad (5)$$

Este coeficiente se suele expresar en microdeformaciones (ppm) de tal forma que una microdeformación es equivalente a  $10^{-6} \text{ m/m} = 1 \text{ } \mu\text{m/m}$

Dividiendo todos los términos de la expresión (4) con  $\Delta l/l$  se obtiene el denominado factor de galga:

$$K = \frac{\frac{\Delta R}{R}}{\frac{\Delta l}{l}} = 1 + 2v + \frac{\frac{\Delta \rho}{\rho}}{\frac{\Delta l}{l}} \quad (6)$$

Este factor determina la sensibilidad de la resistencia a los cambios de longitud.

Cuando sobre una galga se produce una deformación por unidad de longitud de valor  $\Delta l/l$  el cambio de resistencia puede deberse a:

- El propio cambio de longitud.
- El cambio originado por la sección.
- El cambio originado por la resistividad.

Teniendo en cuenta la fuerza aplicada al hilo  $F$ , su sección  $A$  y el módulo de Young del material  $E$ , se tiene que las elongaciones por unidad de longitud  $\Delta l/l$  serán:

$$\varepsilon = \frac{\Delta l}{l} = \frac{F}{E \cdot A} \quad (7)$$

Con lo que el cambio de resistencia resultará ser:

$$\Delta R = \frac{K \cdot R \cdot F}{E \cdot A} \quad (8)$$

También tenga en cuenta que el factor de galga para metales es principalmente una función de las características dimensionales, donde para la mayoría de los metales es de 0,3.

Las galgas extensiométricas se pueden clasificar como no unidos o unidos. En la Figura 8 se muestra un sistema sin unión. Los cuatro conjuntos de cables sensibles a la tensión están conectados para formar un puente de Wheatstone (Lo explicaremos a continuación) este tipo de sensor se puede utilizar para convertir la presión arterial en una señal eléctrica.

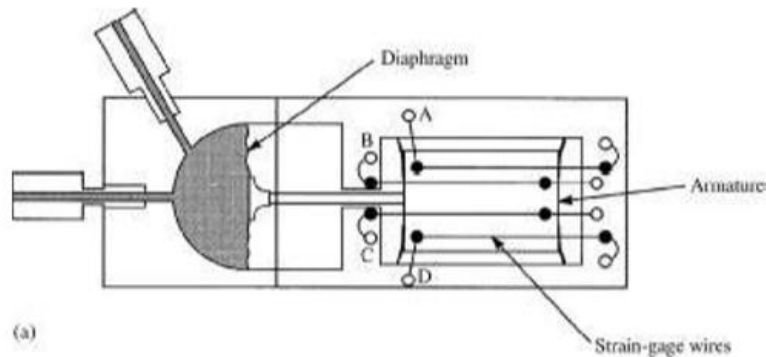


Figura 8. Galga extensiométrica formando puente Wheatstone. (K.S.Lion, *Instrumentation in Scientific Research*)

- **PUENTE WHEATSTONE.**

El circuito de puente Wheatstone es ideal para medir pequeños cambios en la resistencia. La Figura 9 muestra un puente Wheatstone con una tensión de corriente continua  $V_i$  y un medidor de lectura  $\Delta V_o$  entre los puntos a-b con resistencia interna  $R_i$ . Se puede mostrar por el enfoque del divisor de tensión que  $\Delta V_o$  es cero cuando  $R_1/R_2 = R_4/R_3$ , es decir, el puente en ese momento está equilibrado.

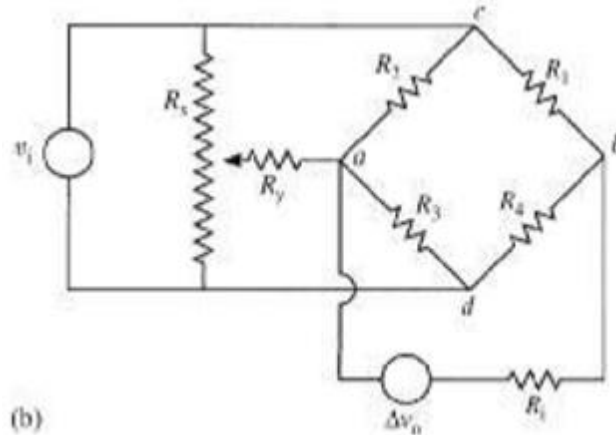


Figura 9. Circuito clásico de un puente Wheatstone. (Universidad de Valladolid. Instrumentación Electrónica)

Los sensores de tipo resistivos pueden estar conectados en uno o más ramas del circuito, variando el equilibrio del puente, dicha variación en la resistencia se puede detectar midiendo  $\Delta V_o$  con un amplificador diferencial obteniendo así el valor de la señal biológica a medir.

Supongamos que todos los valores de resistencia del puente son inicialmente iguales a  $R_0$ . Un aumento de resistencia  $\Delta R$ , en todas las resistencias seguiría resultando un puente equilibrado. Sin embargo, si  $R_1$  y  $R_3$  aumentan un  $\Delta R$ , y  $R_2$  y  $R_4$  disminuyen un  $\Delta R$ , la tensión de salida sería:

$$\Delta V_o = \frac{\Delta R}{R_0} \cdot v_i \quad (9)$$

Debido a la simetría, una expresión similar resulta si  $R_2$  y  $R_4$  aumentan y  $R_1$  y  $R_3$  disminuyen un  $\Delta R$ .

#### 4.2.2. TRANSDUCTORES INDUCTIVOS.

Una inductancia  $L$  se puede utilizar para medir el desplazamiento variando cualquiera de los tres parámetros de la bobina:

$$L = n^2 G \mu \quad (10)$$

Dónde

$n$  = número de vueltas de la bobina.

$G$  = Factor de forma geométrica.

$\mu$  = permeabilidad efectiva del medio.

Cada uno de estos parámetros se puede cambiar por medios mecánicos.

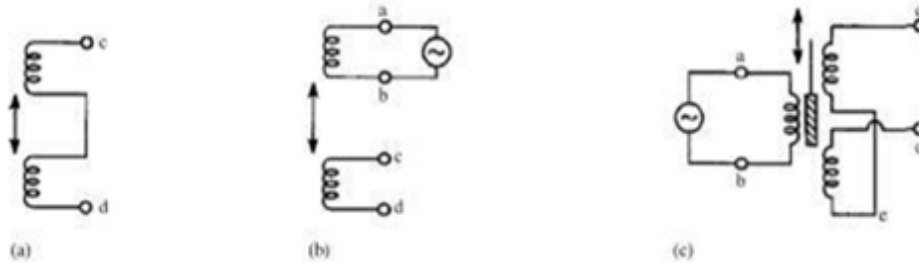


Figura 10. (a) autoinductancia, (b) inductancia mutua y (c) tipos de transformadores con diferentes sensores de desplazamiento inductivo. (John,G.W.(1976).Medical Instrumentation and design 4th edition)

Por lo general, es posible convertir un sistema de inductancia mutua en un sistema de autoinductancia mediante series de conexiones paralelas de las bobinas. Observe en la Figura 10 que el dispositivo de inductancia mutua (b) se convierte en un dispositivo de autoinductancia (a) cuando los terminales b-c están conectados.

Un sensor inductivo tiene la ventaja de no verse afectado por las propiedades dieléctricas de su entorno. Sin embargo, puede verse afectado por campos magnéticos externos debido a la proximidad de materiales magnéticos.

El método de inductancia variable emplea un núcleo desplazable como se muestra en la Figura 11(a).

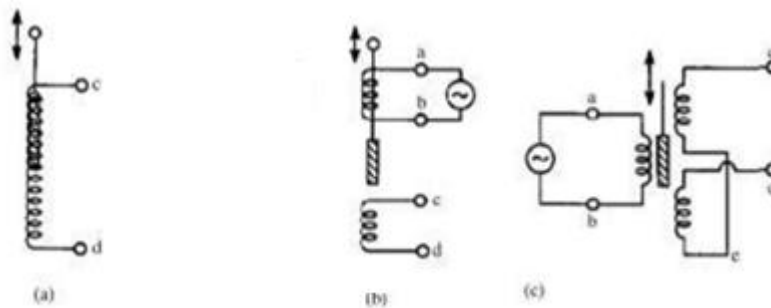


Figura 11. Métodos de inductancia variable. (John,G.W.(1976).Medical Instrumentation and design 4th edition)

Este dispositivo funciona bajo el principio de que las alteraciones en la autoinductancia de la bobina se producen cambiando la forma geométrica de ésta o con el movimiento del núcleo magnético dentro de la bobina. El cambio de inductancia para este dispositivo no está relacionado linealmente con el desplazamiento. El hecho de que estos dispositivos tengan requisitos de baja potencia y produzcan grandes variaciones en la inductancia los hace atractivos para aplicaciones de radiotelemedicina.

El sensor de inductancia mutua emplea dos bobinas separadas y utiliza la variación en su acoplamiento magnético mutuo para medir el desplazamiento, la Figura 11(b)

describe la aplicación de estos dispositivos en la medición de dimensiones cardíacas, el monitoreo de la respiración infantil o la determinación de los diámetros arteriales.

El científico Van Citters proporcionó una buena descripción de las aplicaciones de los transformadores de inductancia mutua en la medición de los cambios en la dimensión de los órganos internos (riñón, vasos sanguíneos principales y ventrículo izquierdo). La tensión inducida en la bobina secundaria es una función de la geometría de las bobinas, el número de espiras primarias y secundarias, la frecuencia y amplitud de la tensión de excitación. Para maximizar la señal de salida, se selecciona una frecuencia que hace que la bobina secundaria esté en resonancia, la tensión de salida se detecta con circuitos de amplificación estándar.

### 4.2.3. TRANSDUCTORES CAPACITIVOS.

La capacidad entre dos placas paralelas de área  $A$  separadas por la distancia  $x$  es:

$$C = \epsilon_0 \epsilon_r \frac{A}{x} \quad (11)$$

Donde

$\epsilon_0$  es la constante dieléctrica en vacío.

$\epsilon_r$  es la constante dieléctrica relativa del aislante (1 para el aire).

En principio, es posible controlar la capacidad cambiando cualquiera de los tres parámetros  $\epsilon_r$ ,  $A$  o  $x$ . Sin embargo, el método que es más fácil de implementar y que se utiliza más comúnmente es cambiar la separación entre las placas.

La sensibilidad  $K$  de un sensor capacitivo a los cambios en la separación de placas  $\Delta x$  se consigue derivando:

$$K = \frac{\Delta C}{\Delta x} = -\epsilon_0 \epsilon_r \frac{A}{x^2} \quad (12)$$

Tenga en cuenta que la sensibilidad aumenta a medida que disminuye la separación de las placas.

Al sustituir (11) en (12), podemos desarrollar una expresión que muestra que el cambio porcentual en  $C$  es igual al cambio por unidad en  $x$  para desplazamientos pequeños:

$$\frac{dC}{dx} = \frac{-C}{x} \quad (13)$$

0

$$\frac{dC}{C} = \frac{-dx}{x}$$

(14)

El micrófono capacitivo que se muestra en la Figura 12 es un ejemplo de un método relativamente simple para detectar la variación en la capacidad. Se trata de un circuito excitado por corriente continua, por lo que no fluye ninguna corriente cuando el condensador está en estado estacionario (y por lo tanto  $V_1 = E$ ). Si separamos las placas del condensador un incremento  $\Delta x$  producirá una tensión  $V_o = V_i - E$ . La tensión de salida  $V_o$  está relacionada con  $X_1$  por:

$$\frac{V_o(j\omega)}{X_1(j\omega)} = \frac{\left(\frac{E}{x_0}\right)j\omega\tau}{j\omega\tau + 1}$$

(15)

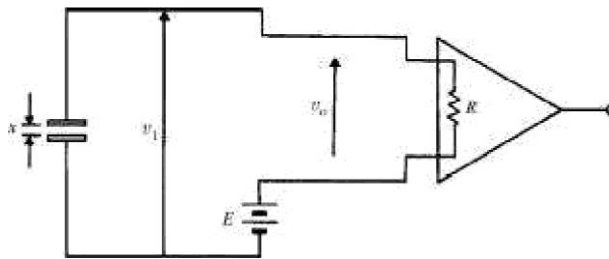


Figura 12. Ejemplo de capacidad variable. (John, G.W. (1976). Medical Instrumentation and design 4th edition)

### 4.3. TRANSDUCTORES DE TEMPERATURA.

La temperatura corporal de un paciente proporciona al médico información importante sobre el estado fisiológico del individuo. La temperatura corporal externa es uno de los muchos parámetros utilizados para evaluar a los pacientes con patología.

En el estudio de la artritis, los médicos han demostrado que las temperaturas de las articulaciones están estrechamente correlacionadas con la inflamación local. El aumento del flujo sanguíneo debido a la artritis y la inflamación crónica se puede detectar mediante mediciones térmicas.

El sitio específico para la obtención de la temperatura corporal debe seleccionarse cuidadosamente para que refleje realmente la temperatura del paciente. Además, los cambios ambientales y los equipos pueden causar lecturas engañosas. Por ejemplo, la temperatura de la piel y la mucosa oral de un paciente rara vez refleja la verdadera temperatura del núcleo corporal.

Aquí se describirán los tipos de métodos de medición térmicamente sensibles: termopares, termistores y detectores de radiación y fibra óptica.

- **RTD**

El más sencillo, llamado RTD (del inglés: resistance temperature detector), se basa en la variación de la resistencia eléctrica de los cuerpos por efecto de la temperatura. Para los metales, la resistencia varía para temperaturas no muy altas obedeciendo a una fórmula tipo:

$$R = R_0 (1 + \alpha t) \quad (16)$$

En la cual  $R_0$  es la resistencia a  $0^\circ\text{C}$ ,  $R$  es la resistencia a  $t$  grados y  $\alpha$  es un coeficiente característico del metal, el cual siempre es positivo lo que significa que su resistencia aumenta al aumentar la temperatura. A partir de la fórmula [16] podemos deducir la temperatura a la que se encuentra el metal en función de la resistencia:

$$t = \frac{1}{\alpha R_0} R - \frac{1}{\alpha} \quad [17]$$

Por tanto, conociendo el coeficiente de  $\alpha$  y el valor de  $R_0$ , el valor de  $R$  sirve para medir la temperatura. El inconveniente de este tipo de transductores es que como la resistividad de los metales es muy pequeña, para manejar valores de  $R$  cómodamente medibles el conductor debe tener no solo una sección muy estrecha, sino una longitud bastante grande, lo que hace que el transductor sea relativamente voluminoso para cierto tipo de aplicaciones biomédicas en las que interesa un pequeño tamaño del instrumento de medida. Por otra parte, el tiempo que tarda el transductor en alcanzar la temperatura del cuerpo en el que se quiere realizar la medida es relativamente grande, lo cual implica que, si la temperatura de dicho cuerpo presenta variaciones rápidas, el transductor no va a poder reflejarlas, esto significa que la respuesta en frecuencia del transductor es deficiente porque solo responde a señales de baja frecuencia. La principal ventaja de estos aparatos es que permiten la medida de la temperatura con gran precisión, de hasta  $0,001^\circ\text{C}$ , ya que la resistencia eléctrica puede medirse con gran exactitud.

- **TERMISTOR**

El termistor es otro termómetro que tiene el mismo funcionamiento físico que el RTD con la diferencia de utilizar un semiconductor en vez de un metal, esto supone tres diferencias respecto al citado anteriormente, dos de las cuales las hacen más ventajosas para usos biomédicos:

El coeficiente  $\alpha$  es negativo, por lo que al aumentar la temperatura disminuye la resistencia del semiconductor [16].



Para una misma variación de temperatura, la variación de resistencia es bastante mayor comparativamente, lo que significa mayor sensibilidad. Matemáticamente esto se expresa derivando la fórmula [16]:

$$S = \frac{\left| \frac{dR}{R} \right|}{\left| \frac{dt}{t} \right|} = \left| \frac{t}{R} \frac{dR}{dt} \right| = \left| \frac{t}{R} \right| \alpha R_0$$

(18)

Con lo cual, queda de manifiesto que la sensibilidad aumenta con  $\alpha$ .

La resistividad de los semiconductores, sin llegar a ser tan alta como en los aislantes, es bastante mayor que la de los metales, por lo cual, el termistor se puede construir utilizando un semiconductor de un volumen bastante menor que en el RTD, lo cual, a su vez, disminuye el tiempo que necesita el transductor para alcanzar la temperatura del cuerpo sobre el que se mide y por tanto amplía su respuesta en frecuencia.

La Figura 13 (a) muestra la relación de la resistencia frente a la temperatura para una familia de materiales. Estas propiedades se miden cuando el termistor consume poca energía, de modo que hay un autocalentamiento insignificante. Esta resistencia se conoce comúnmente como resistencia de potencia cero.

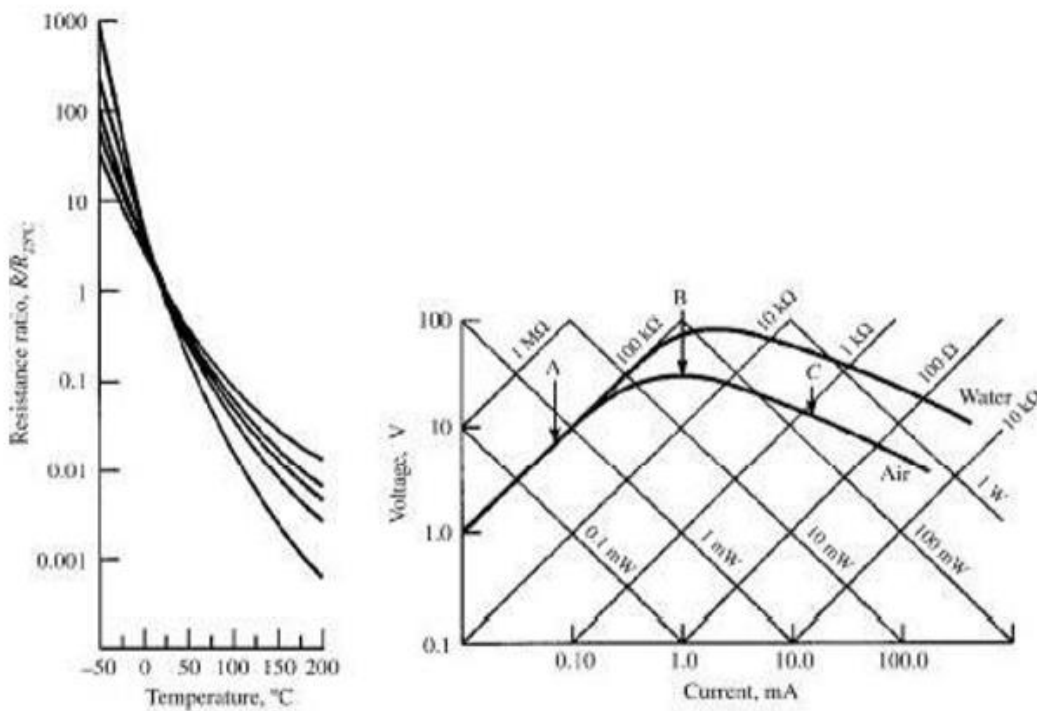


Figura 13. (a) Relación típica de ratio de resistencia del termistor frente a la temperatura: característica para

diversos materiales. (b) Característica de tensión frente corriente para un termistor en el aire y el agua. (Fenwal Electronics. Thermistor Manual)

En la Figura 13(b), las líneas diagonales con una pendiente positiva dan valores de resistencia lineal y muestran el grado de linealidad del termistor en corrientes bajas. La intersección de las curvas del termistor y las líneas diagonales con pendiente negativa dan al dispositivo disipación de potencia. El punto A es el valor de corriente máximo para un autocalentamiento apreciable. El punto B es la tensión máxima y el punto C es la corriente máxima y segura en el aire.

- **TERMOPAR**

El termopar es otro transductor de temperatura basado en la aparición del efecto Seebeck, una fuerza electromotriz en las soldaduras de metales distintos. Su fundamento es el siguiente: Como se sabe, los metales se caracterizan porque sus electrones más externos se encuentran tan débilmente ligados al núcleo que de hecho se mueven con gran facilidad de un punto a otro del metal, si unimos dos cuerpos de distinto carácter metálico, como por ejemplo, zinc y cobre, se producirá un paso de electrones del que tiene más carácter metálico al que tiene menos, como consecuencia la región de soldadura correspondiente al metal que da los electrones quedara cargada positivamente y la zona próxima a la soldadura del metal que recibe electrones quedara cargada negativamente. Esta situación equivale a la existencia de una fuerza electromotriz llamada fuerza electromotriz de Seebeck entre ambos lados de la soldadura, la cual es muy pequeña, del orden del microvoltio y su valor tiene a disminuir con la temperatura, lo que equivale a decir que la temperatura tiende a igualar el carácter metálico de los cuerpos.

Si se sueldan dos conductores metálicos en dos puntos distintos y las soldaduras se encuentran a la misma temperatura, la fuerza de Seebeck en ambas es idéntica por lo que no se detecta corriente eléctrica en el circuito. En cambio, si una de las soldaduras se mantiene a una temperatura de referencia fija (Por ejemplo, a 0°C, introduciéndola en una cubeta de hielo fundente) y la otra soldadura se toca el cuerpo cuya temperatura queremos medir, se producirá un desequilibrio entre las fuerzas de Seebeck dando lugar a una corriente eléctrica registrable en un galvanómetro. Debido a que los cambios de tensión de Seebeck son muy pequeños, el sistema suele conectarse a un amplificador que permite registrar las medidas más cómodamente.

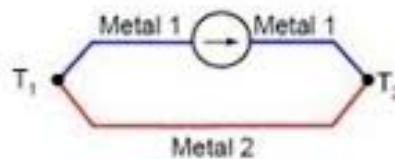


Figura 14. Estructura básica de un termopar(<http://industrial.obolog.es/medidor-temperatura-termopar>)

Las ventajas del termopar son, por una parte, su facilidad de construcción y por otra, que puesto que la zona sensible (La soldadura) se puede hacer muy pequeña, y, por tanto, de poca capacidad calorífica, se pueden registrar cambios muy rápidos de temperatura al igual que sucedía con el termistor.

$$E = aT + \frac{1}{2} b T^2 + \dots \tag{19}$$

donde T está en grados centígrados y la unión de referencia se mantiene a 0 °C.

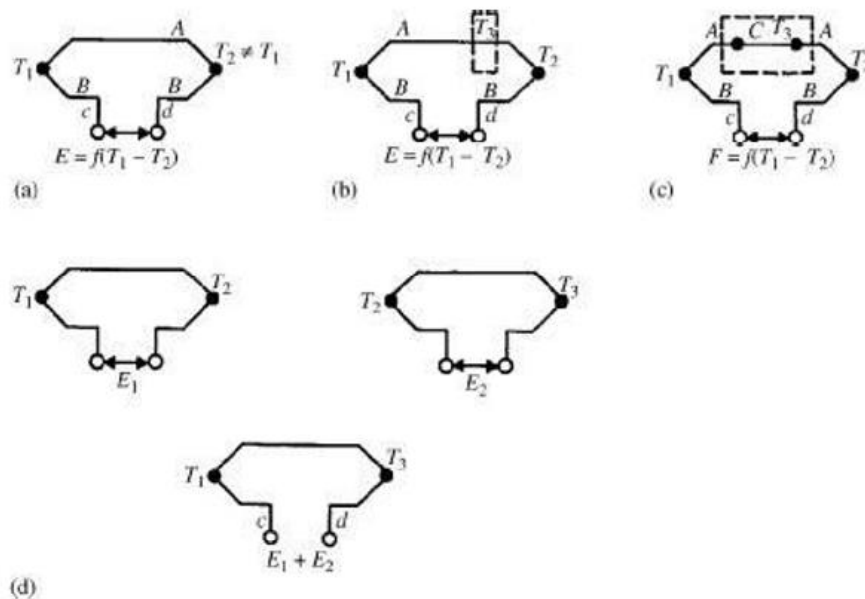


Figura 15. Configuraciones de termopares, explicación leyes empíricas de termopares. (Doebelin, E.(1990). *Measurements systems application and design*)

Una comprensión de las tres leyes empíricas del termopar conduce a usarlas correctamente. La primera ley, circuitos homogéneos, establece que, en un circuito compuesto por un único metal homogéneo, no se puede mantener una corriente eléctrica solo por la aplicación de calor. En la Figura 15(b), la fuerza electromotriz neta en c-d es la misma que en la Figura 15(a), independientemente del hecho de que existe una distribución de temperatura ( $T_3$ ) a lo largo de uno de los cables (A).

La segunda ley, los metales intermedios, establece que la fuerza electromotriz en un circuito que consiste en una interconexión de un número de metales diferentes, mantenidos a la misma temperatura, es cero. La implicación práctica de este principio es que los cables pueden estar unidos al termopar sin afectar a la fuerza electromotriz medida, siempre que las uniones recién formadas estén a la misma temperatura [Figura

15 (c)].

La tercera ley, temperaturas sucesivas o intermedias, se ilustra en la Figura 15(d), donde la fuerza electromotriz  $E_1$  se genera cuando dos metales diferentes tienen uniones a temperaturas  $T_1$  y  $T_2$  y la fuerza electromotriz  $E_2$  son resultados para temperaturas  $T_2$  y  $T_3$ . De ello se deduce que una fem  $E_1 + E_2$  resulta en c-d cuando las uniones están a temperaturas  $T_1$  y  $T_3$ . Este principio permite que las curvas de calibración derivadas de una temperatura de unión de referencia determinada se utilicen para determinar las curvas de calibración para otra temperatura de referencia.

- **TERMOETRÍA POR RADIACIÓN.**

La base de la termometría por radiación es que existe una relación conocida entre la temperatura superficial de un objeto y su poder radiante. Este principio permite medir la temperatura de un cuerpo sin contacto físico con él. La termografía médica es una técnica que utiliza la distribución de la temperatura del cuerpo mapeándose mediante el reconocimiento de que la temperatura de la piel puede variar de un lugar a otro dependiendo de los procesos celulares o circulatorios que se producen en cada lugar del cuerpo. La termografía se ha utilizado para la detección temprana de cáncer de mama, también se ha utilizado para determinar la ubicación y el alcance de las alteraciones artríticas, para medir la profundidad de la destrucción de tejidos por congelación o quemaduras, y para detectar diversos trastornos circulatorios periféricos (trombosis venosa, carótida, oclusiones arteriales...). Aquí trataremos los principios básicos de la radiación térmica y los sistemas detectores.

Cada cuerpo que está por encima del cero absoluto irradia energía electromagnética, la cantidad es dependiente de la temperatura del cuerpo y sus propiedades físicas.

Un cuerpo negro es un radiador térmico ideal; como tal, absorbe toda la radiación incidente y emite la máxima radiación térmica posible. La radiación emitida por un cuerpo es dada por la ley de Planck multiplicada por la emisividad  $E$ . Esta expresión relaciona el flujo radiante por unidad de área y por unidad de longitud de onda, se indica como:

$$W_{\lambda} = \frac{\varepsilon C_1}{\lambda^5 (e^{C_2/\lambda T} - 1)} \quad (W/cm^2 \cdot \mu m) \quad (20)$$

Donde:

$C_1 = 3.74 \times 100 \text{ (W} \cdot \mu\text{m}^4 / \text{cm}^2\text{)}.$

$C_2 = 1.44 \times 10^4 \text{ (}\mu\text{m} \cdot \text{K)}.$

$T = \text{Temperatura del cuerpo (K)}.$

$\varepsilon$  = emisividad, la medida en la que una superficie se desvía de un cuerpo negro ( $\varepsilon=1$ ).

La ley de desplazamiento de Wien da la longitud de onda  $\lambda$  para la cual  $W\lambda$ , es un máximo. Se puede encontrar despejando y estableciendo  $W\lambda$  a cero.

$$\lambda_m = \frac{2898}{T} (\mu\text{m}) \quad (21)$$

En la Figura 16(a) podemos comprobar como para  $T = 300\text{K}$ , la longitud de onda que proporciona el máximo de emisión radiante es  $\lambda_m = 9.66 \mu\text{m}$  [Valor que podemos obtener teóricamente en (21)]. Tenga en cuenta en (20) que  $W\lambda$  aumenta con  $T$ , y en (21) que  $\lambda_m$  está inversamente relacionado con  $T$ .

La potencia radiante total  $W_T$ , se puede encontrar mediante la integración del área bajo la curva. Esta expresión se conoce como la ley Stefan-Boltzmann.

$$W_T = \varepsilon\sigma T^4 \quad (W/cm^2) \quad (22)$$

Donde  $\sigma$  es la constante de Stefan-Boltzmann.

Es de interés examinar cómo el porcentaje de potencia radiante total varía con la longitud de onda para los objetos a temperatura ambiente. Este parámetro, trazado con línea discontinua en la Figura 16(a), se encuentra dividiendo  $\int_0^\lambda W\lambda \cdot d\lambda$  entre la potencia radiante total  $W_T$  (22). Tenga en cuenta que aproximadamente el 80% de la potencia radiante total se encuentra en la banda de longitud de onda de 4 a 25  $\mu\text{m}$ .

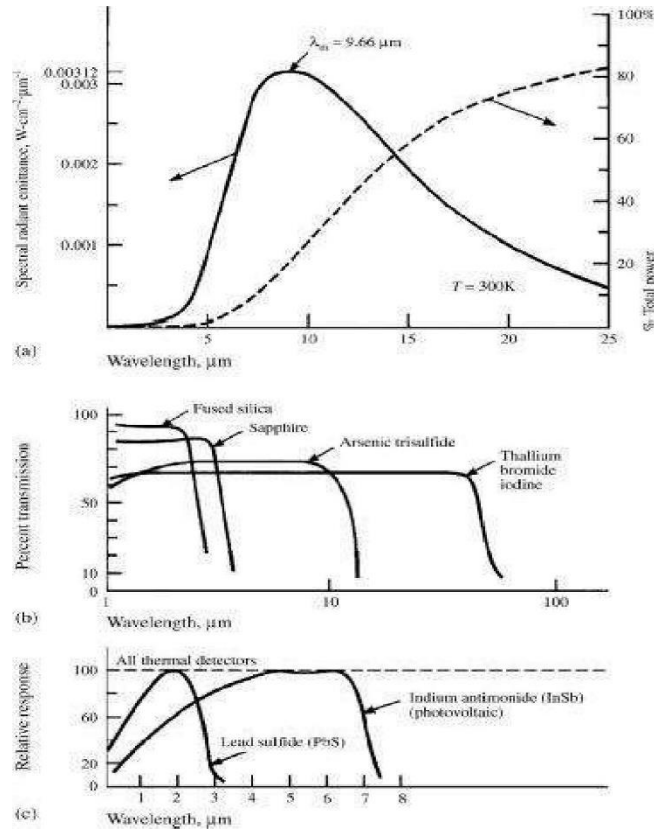


Figura 16. Espectro de emisión radiante frente a longitud de onda para un cuerpo negro a 300 K en el eje vertical izquierdo; porcentaje de energía total en el eje vertical derecho. (b) Transmisión espectral para una serie de materiales ópticos. (c) Sensibilidad espectral de fotones y detectores térmicos. (Doebelin, E.(1990). *Measurements systems application and design*)

Determinar el efecto de los cambios en la emisividad superficial es importante para determinar con precisión la temperatura de una fuente determinada. Se puede demostrar que para  $T$  a 300K y  $\lambda$  a 3  $\mu\text{m}$ , un cambio del 5% en  $\epsilon$  es equivalente a un cambio de temperatura de aproximadamente 1 °C. Las variaciones en  $\epsilon$  con  $\lambda$  deben tenerse especialmente en cuenta cuando se pretende medir temperaturas absolutas, en cambio son menos significativas cuando se desea temperaturas relativas. Los datos relacionados con la variación de  $\epsilon$  con  $\lambda$  para la piel humana no son constantes y muestran variaciones alrededor del 5% cuando la longitud de onda está comprendida entre 2 y 6  $\mu\text{m}$ .

Las lentes utilizadas en instrumentos infrarrojos deben seleccionarse cuidadosamente por sus propiedades espectrales infrarrojas. Se deben elegir materiales especiales porque el vidrio utilizado para el espectro visible no pasa longitudes de onda superiores a 2  $\mu\text{m}$ .

Los detectores infrarrojos y los sistemas de instrumentos deben diseñarse con una alta sensibilidad debido a las señales tan débiles con las que trabajan. Estos dispositivos deben tener un tiempo de respuesta corto y una longitud de onda apropiada: Requisitos

de ancho de banda que coincidan con la fuente de radiación.

La Figura 17 muestra un sistema típico de termómetro de radiación. Un espejo enfoca la radiación al sensor, la salida de éste es una serie de pulsos con amplitud que dependen de la intensidad de la fuente de radiación. A su vez una señal de referencia se genera en un circuito adyacente que consiste en una fuente de luz y un detector, la salida se filtra para proporcionar una señal de corriente continua proporcional a la temperatura objetivo. Esta señal se puede visualizar o grabar. Los microscopios infrarrojos también se han diseñado utilizando estas técnicas.

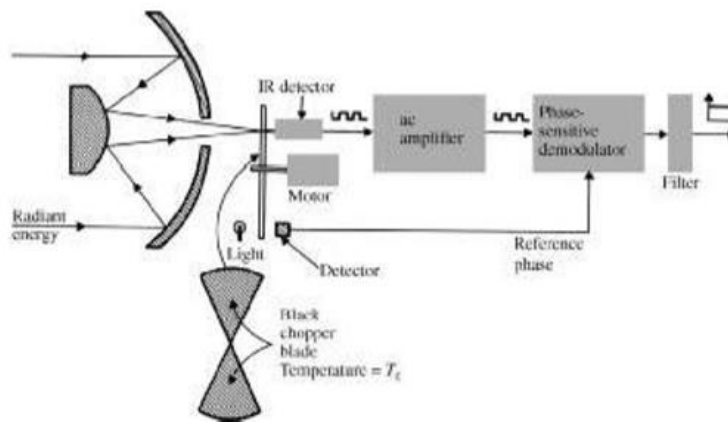


Figura 17. Sistema típico de termómetro por radiación. (R.S.C.Cobbold. *Transducers for biomedical Measurements: Principles and Applications.*)

Una aplicación de termometría de radiación para determinar la temperatura interna o central del cuerpo del ser humano es midiendo la magnitud de la radiación infrarroja emitida por la membrana timpánica y el canal auditivo circundante. El hipotálamo es el termostato principal del cuerpo, que regula la temperatura corporal central. Este método tiene ventajas sobre el uso de termómetros de mercurio, termopares o termistores. Las técnicas estándar de medición de temperatura miden la temperatura del sensor, no la del sujeto. El sensor debe estar en contacto con el paciente el tiempo suficiente para que su temperatura se convierta en la misma que la del sujeto cuya temperatura se está midiendo. Sin embargo, el dispositivo de termometría infrarroja detecta la energía emitida que es proporcional a la temperatura real del sujeto. El sistema infrarrojo de control de temperatura timpánica tiene un tiempo de respuesta en el orden de 0,1 s y una precisión de aproximadamente 0,1 °C. La termometría del oído ofrece varios beneficios clínicos frente a tomar mediciones orales o rectales como la rapidez en la respuesta o la exactitud de la misma.

- **SENSORES DE TEMPERATURA DE FIBRA ÓPTICA.**

La Figura 18 muestra los detalles de un sensor de temperatura de fibra óptica. Un cristal en forma de prisma se coloca en los extremos de dos fibras ópticas. El sistema consiste en que una fibra transmite luz desde una fuente emisor hasta el prisma, donde pasa a través de él y continua por la otra fibra para su detección en el instrumento de lectura. Parte de la potencia óptica que viaja a través del semiconductor es absorbida en función de la temperatura del material, aumentando con ésta.

Este tipo de sensores es especialmente adecuado para la medición de la temperatura en los campos de calentamiento electromagnético en terapia oncológicas o en el recalentamiento del paciente.

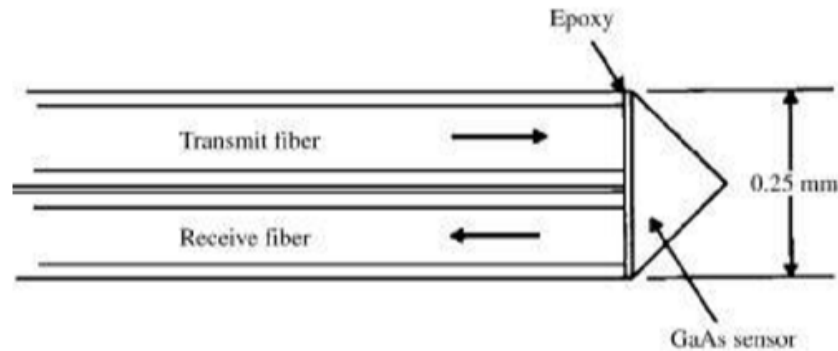


Figura 18. Detalles de la disposición del sensor de fibra para sensor de temperatura (John,G.W.(1976).Medical Instrumentation and design 4th edition).

#### 4.4. TRANSDUCTORES DE PRESIÓN.

Existe un número considerable de variables biológicas constituidas por las presiones de los distintos fluidos orgánicos (Aire pulmonar, sangre, orina, líquido cefalorraquídeo, etc) en los distintos puntos del organismo. Todas estas presiones presentan valores relativamente cercanos a la presión atmosférica (760mm/hg), por lo que para todos los casos se puede tomar la presión atmosférica como referencia, midiendo las demás presiones respecto a ella. Por esta razón en medicina se habla a veces de presiones negativas, se puede decir por tanto que en medicina y en biología medimos presiones diferenciales y de acuerdo con este hecho, todos los transductores de presión o manómetros son sistemas en los cuales actúan simultáneamente dos presiones, la atmosférica y aquella que se pretende medir.

Se pueden distinguir dos tipos de manómetros, los de medida directa, que son aquellos en los que el fluido ataca directamente sobre el elemento sensible (Membrana, columna de mercurio, etc) y los de medida indirecta en los que el fluido actúa sobre el manómetro pero sin salir de la propia cavidad que lo contiene ni introducir el manómetro en ella, el ejemplo más claro de este último tipo es el esfigmomanómetro, que es el sistema que utiliza rutinariamente el médico para medir la presión sanguínea mediante el brazalete



hinchable y el fonendoscopio.

Los métodos de medida directa están basados casi todos ellos en la medida de la desviación que sufre un diafragma que se encuentra en el interior de una cámara en la cual actúa por una parte la presión de referencia y por otra el fluido cuya presión queremos medir. En ausencia de presión, o, mejor dicho, cuando la presión del fluido coincide con la de referencia, el diafragma no sufre deformación, según la presión del fluido sea mayor o menor que la de referencia se abomba a un lado o a otro, según el transductor utilizado variará el procedimiento utilizado para evaluar el desplazamiento del diafragma.

Por ejemplo, que la membrana constituya uno de los electrodos de un condensador, al variar, como consecuencia de la presión ejercida, la posición de este electrodo con respecto a otro que permanece fijo, varía la capacidad del condensador. La medida de esta capacidad proporciona, por tanto, una medida de la presión, por un procedimiento análogo se puede hacer que el desplazamiento del diafragma afecte a un pequeño núcleo de hierro que al introducirse en mayor o menor grado en el interior de una bobina haga variar la autoinducción.

No obstante, el tipo de transductor más perfeccionado es el que se basa en la variación de la resistencia eléctrica de los semiconductores. Como se sabe, la resistencia eléctrica de un cuerpo no solo es función de sus características físicas intrínsecas (resistividad), sino de su forma geométrica (sección y longitud).

Vamos a estudiar ahora las condiciones de sensibilidad y respuesta en frecuencia de un transductor de diafragma. Para simplificar, supongamos que la cámara del transductor es cilíndrica y de sección  $s$  y que el aumento del volumen de la cámara como consecuencia de un desplazamiento  $dx$  del diafragma se puede medir por el volumen del cilindro de sección  $s$  y altura  $dx$  (Lo cual es solo una aproximación)

$$dV = s \cdot dx \qquad \frac{dx}{dV} = \frac{1}{s} \qquad (23)$$

Por otra parte, llamamos  $\phi$  al flujo (Volumen de fluido por unidad de tiempo) se cumplirá que:

$$dV = \phi \cdot dt \qquad (24)$$

Igualando ambas formulas obtenemos:

$$s \cdot dx = \phi \cdot dt \qquad dx = \frac{\phi}{s} \cdot dt$$

$$\frac{dx}{dt} = \frac{\phi}{s} \qquad (25)$$

En un diafragma que posea gran sensibilidad, pequeños aumentos de volumen  $dV$  provocarán desplazamientos  $dx$  relativamente grandes. De acuerdo con la fórmula, el coeficiente  $1/s$  será grande. Atendiendo a factores geométricos interesa, por tanto, que la superficie del diafragma sea pequeña para que su sensibilidad sea adecuada.

Para que el diafragma tenga buena respuesta en frecuencia debe ser capaz de sufrir desplazamientos  $dx$  relativamente grandes en intervalos de tiempo  $dt$  muy pequeños. Desde el punto de vista de la respuesta en frecuencia interesa pues, que el coeficiente  $dx/dt$  sea lo mayor posible, es decir, que la superficie del diafragma sea lo menor posible y el flujo de fluido que ingresa en la cámara del transductor sea lo mayor posible.

Dentro de este tipo de transductores la gran mayoría funciona manteniendo la cámara en el exterior del cuerpo y haciendo llegar el fluido mediante un tubo muy estrecho o catéter que se introduce en el punto del organismo que interesa (La arteria femoral, un ventrículo cardiaco, etc). Es obvio que este tubo debe de ser lo más estrecho posible por dos razones: Para introducirlo cómodamente en el organismo y para que al cebarlo se precise poca cantidad del fluido que se estudia, esta razón también limita el volumen de la cámara del transductor.

Por las razones indicadas el valor de  $\phi$  es en general bastante pequeño. Esto fuerza aún más la necesidad de que la superficie del diafragma sea pequeña.

Recientemente se han comenzado a fabricar transductores en los que se introduce la cámara en el interior del organismo, en este caso, la limitación respecto al volumen de la cámara viene dada a priori por la necesidad que el elemento pueda introducirse cómodamente en el cuerpo.

Otra cosa a tener en cuenta son las características elásticas del material que constituye el diafragma, si está sujeto por su borde exterior su elasticidad es menor cuanto menor es su superficie, lo que significa que, si bien las características de trabajo condicionan el empleo de superficies pequeñas, esta limitación de tamaño no favorece las propiedades elásticas del diafragma. Por esta razón los sistemas que se emplean en este tipo de transductores para detectar variaciones de posición deben ser extraordinariamente sensibles.

- **SENSORES EXTRAVASCULARES.**

El sistema de medición está compuesto por un catéter conectado al sensor de presión (Figura 19). El médico inserta el catéter (sistema de sensores, lleno de solución salina) ya sea por medio de un corte quirúrgico, que expone la arteria o vena, o por medio de inserción percutánea. La presión arterial se transmite a través de la columna líquida del catéter al sensor y, finalmente, al diafragma de éste, que se desvía.

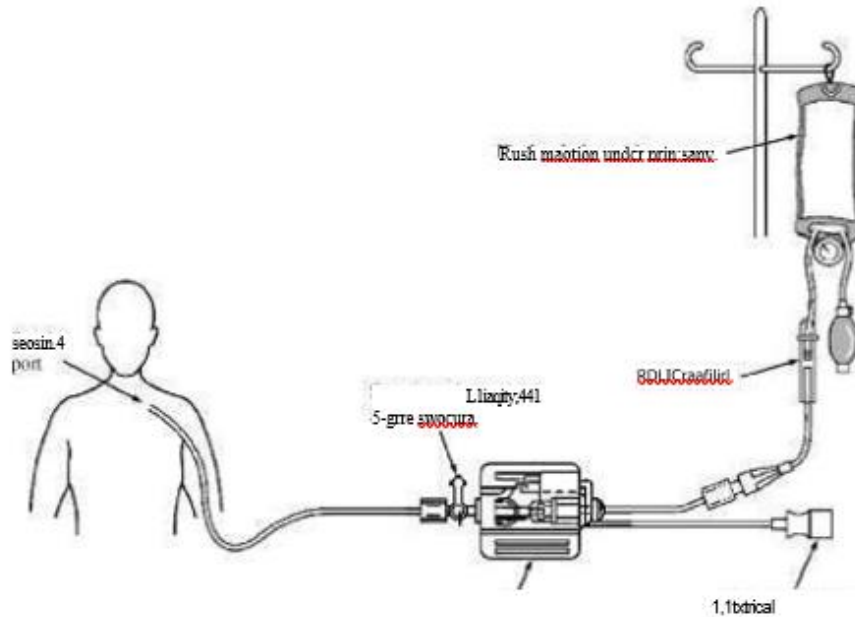


Figura 19. Elementos para la medición de la presión arterial. (John,G.W.(1976).Medical Instrumentation and design 4th edition)

- **SENSORES INTRAVASCULARES.**

La detección de presiones sin el uso de un sistema de acoplamiento puede permitir que el médico obtenga una respuesta en alta frecuencia y eliminar el retardo de tiempo encontrado cuando la presión se transmite por el catéter.

Una serie de sensores que se utilizan comercialmente para la detección de presión incluyen varios tipos de sistemas de galga unidos a un diafragma flexible.

El sensor de presión intravascular de fibra óptica se puede hacer en tamaños comparables a los descritos anteriormente, pero a un costo menor. Éste mide el desplazamiento del diafragma ópticamente por el reflejo de la luz en la parte posterior del diafragma. Estos dispositivos son inherentemente más seguros eléctricamente, pero desafortunadamente carecen de una manera conveniente de medir la presión relativa sin un segundo sensor conectado a la atmósfera que mida una presión de referencia.

En la Figura 20(a) se muestra un sensor de micropunta de fibra óptica para mediciones dentro del cuerpo humano, en el que una fibra está conectada a un emisor de luz (LED) y la otra a un fotodetector. El sensor de presión consiste en una membrana metálica delgada montada en el extremo común del haz de fibra. La presión externa provoca la desviación de la membrana variando el reflejo de luz del LED que registra el fotodetector. Figura 20(b) muestra la señal de salida frente a la desviación de la membrana.

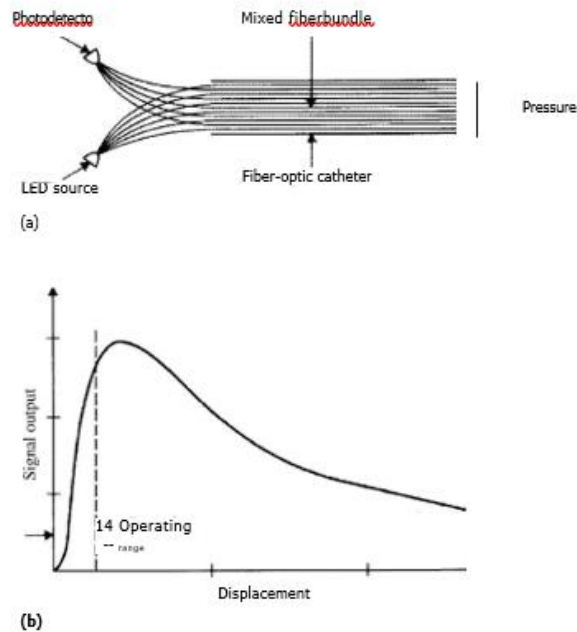


Figura 20. (a) Sensor de fibra óptica. (b) Señal de salida frente a la desviación de la membrana. (John, G.W. (1976). *Medical Instrumentation and design 4th edition*)

Roos y Carroll (1985) describen un sensor de presión de fibra óptica para su uso en campos de imágenes por resonancia magnética en el que un obturador de plástico modula la luz que atraviesa por el canal entre la fuente y el detector. Neuman (2006) describió un sensor de presión de fibra óptica para mediciones de presiones intracraneales en el recién nacido.

- **SENSORES DE PRESIÓN DESECHABLES.**

Tradicionalmente, los sensores de presión han sido dispositivos reutilizables, pero la mayoría de los hospitales modernos han adoptado sensores de presión desechables y baratos con el fin de reducir el riesgo de contaminación. Debido a que los sensores de presión reusables están sujetos al manejo repetido, tienden a ser menos confiables que los sensores desechables.

Mediante el micromecanizado de silicio, se graba un diafragma de presión y los medidores de tensión piezoresistentes miden su desplazamiento. Este proceso da como resultado un sensor de presión pequeño, integrado, sensible y relativamente barato. Este sensor de silicio se incorpora en un sistema de tubos de control de presión desechable. El sistema de presión desechable también contiene una red de resistencias de película gruesa que se recorta con láser para eliminar los voltajes de compensación y establecer la misma sensibilidad para sensores desechables similares. Además, una red de termistores se incorpora generalmente para la compensación de temperatura. La resistencia de los elementos es generalmente alta con el fin de reducir el autocalentamiento, que puede causar resultados erróneos. Esto da como resultado una

alta impedancia de salida para el dispositivo. Por lo tanto, se debe utilizar un monitor de impedancia de entrada alta.

Conocer las propiedades dinámicas de un sistema de medición de presión es importante si deseamos preservar la precisión dinámica de la presión medida. Los errores en la medición pueden tener graves consecuencias en la situación clínica. Por ejemplo, un sistema subamortiguado puede conducir a una sobreestimación de las válvulas cardíacas.

• **CIRCUITOS ELÉCTRICOS ANÁLOGOS.**

En la Figura 21 se muestra el circuito electrónico de un sistema de medición de presión, donde las propiedades del catéter se pueden aproximar a una resistencia  $R_c$ , una inductancia  $L_c$  y una capacidad  $C_c$ . Así mismo el sensor tiene una resistencia  $R_s$ , una inductancia  $L_s$  y una capacidad  $C_s$ , la capacidad del diafragma es  $C_d$ .

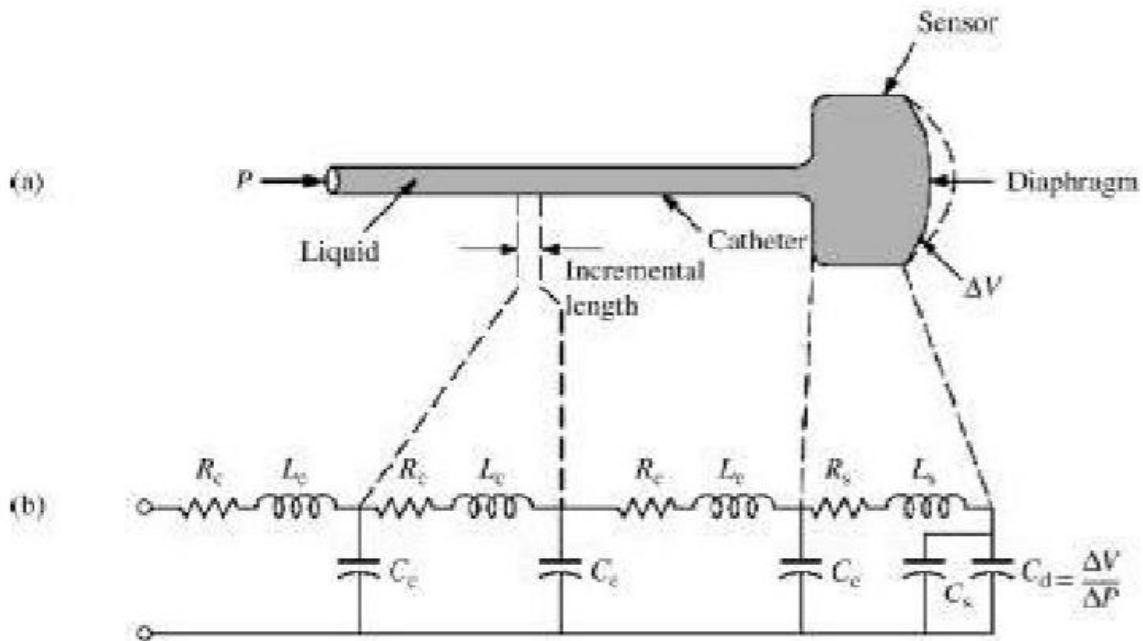


Figura 21. Circuito electrónico de un sistema de medición de presión. (John, G.W. (1976). Medical Instrumentation and design 4th edition)

La resistencia  $R_c$  es debida por la fricción del flujo que pasa por él, se puede expresar como:

$$R_c = \frac{\Delta P}{F} \text{ (Pa} \cdot \text{s/m}^3\text{)} \tag{26}$$

O

$$R_c = \frac{\Delta P}{u \cdot A}$$

(27)

Donde

$\Delta P$  = Diferencia de presión en todo el segmento (Pa)

$F$  = Caudal ( $m^3/s$ )

$e$  = Velocidad media (m/s)

$A$  = Área de sección transversal ( $m^2$ )

El circuito descrito anteriormente se puede simplificar ya que podemos despreciar la resistencia e inductancia del sensor respecto a las del catéter.

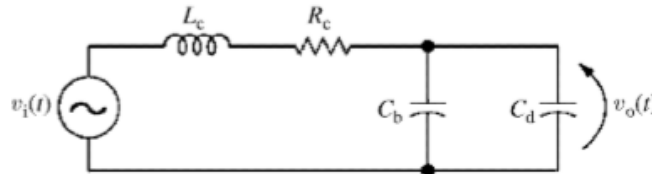


Figura 22. Circuito simplificado. (John,G.W.(1976).Medical Instrumentation and design 4th edition)

La inductancia  $L_c$  del catéter se debe principalmente a la masa del fluido. Puede ser representado por la ecuación:

$$L_c = \frac{\Delta P}{dF/dt} \text{ (Pa} \cdot \text{s}^2 / \text{m}^3\text{)} \tag{28}$$

O

$$L_c = \frac{\Delta P}{a \cdot A} \tag{29}$$

Donde

$a$  = Aceleración. ( $m/s^2$ )

La ecuación se reduce aún más a:

$$L_c = \frac{m}{A^2} \tag{30}$$

La capacidad  $C_d$  del diafragma del sensor sigue la ecuación:

$$C_d = \frac{\Delta V}{\Delta P} = \frac{1}{E_d} \tag{31}$$

Donde

$E_d$  = Módulo de elasticidad del diafragma del sensor.

Podemos demostrar que la frecuencia natural sin amortiguar es:

$$\omega_n = \frac{1}{\sqrt{L_c \cdot C_d}} \quad (32)$$

Por tanto:

$$f_n = \frac{r}{2} \sqrt{\frac{1}{\pi \rho L} \frac{\Delta P}{\Delta V}} \quad (33)$$

Mediante el uso de la ley de voltaje de Kirchhoff podemos encontrar la relación entre el voltaje de entrada  $V_i$ , análogo a la presión aplicada, y el voltaje de salida  $V_o$ , análogo a la presión en el diafragma:

$$V_i(t) = \frac{L_c \cdot C_d \cdot d^2 \cdot V_o(t)}{dt^2} + \frac{R_c \cdot C_d \cdot d \cdot V_o(t)}{dt} + V_o(t) \quad (34)$$

- **MEDIDAS INDIRECTAS DE PRESIONES DE SANGRE.**

La medición indirecta de la presión arterial es un intento de medir las presiones intraarteriales de forma no invasiva. Las técnicas manuales más estándar emplean la palpación, La Figura 23 muestra un sistema típico para la medición indirecta de la presión arterial. Emplea un esfigmomanómetro que consiste en un manguito inflable para la oclusión del vaso sanguíneo y un manómetro para la detección de presión.

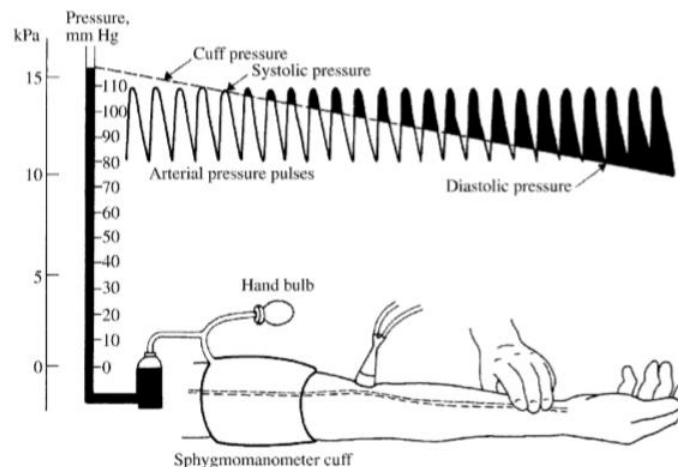


Figura 23. Sistema para la medición indirecta de la presión arterial. (John, G.W. (1976). Medical Instrumentation and design 4th edition)

La presión arterial se mide de la siguiente manera. El manguito oclusivo se infla hasta

que la presión está por encima de la presión sistólica para luego desinflarse lentamente (2 a 3 mm Hg/s) (0,3 a 0,4 kPa/s). Cuando los picos sistólicos son más altos que la presión oclusiva causa un pulso palpable en la muñeca. Los sonidos audibles son generados por el flujo de sangre y las vibraciones del vaso bajo el manguito pudiéndose escuchar a través de un estetoscopio.

La técnica auscultatoria es simple y requiere un mínimo de equipamiento. Sin embargo, no se puede utilizar en un entorno ruidoso, mientras que la técnica de palpación sí. La agudeza auditiva del usuario debe ser buena para frecuencias de entre 20 a 300 Hz. Se ha determinado la distribución de los sonidos para pacientes normales y para pacientes con patología, cuando hay una caída en la presión arterial, el espectro de sonido cambia a frecuencias bajas. El fracaso de la técnica de auscultación para pacientes hipotensos puede deberse a la baja sensibilidad del oído humano a estas vibraciones de baja frecuencia.

La primera técnica empleada como dispositivo auscultatorio automatizado es en el que un micrófono reemplaza el estetoscopio. El ciclo de eventos que tiene lugar comienza con una inflación rápida del manguito oclusivo a un preajuste de presión de unos 30 mm Hg más alto que el nivel sistólico sospechoso. El flujo de sangre debajo del manguito se detiene por el colapso del vaso, después la presión del manguito se reduce lentamente y es detectado el primer sonido por el micrófono, momento en el que se almacena la presión del manguito. Se detecta el período de amortiguación y se almacena el valor de la presión diastólica. Después de unos minutos, el instrumento muestra las presiones sistólicas y diastólicas y recicla la operación.

La determinación de la presión arterial por ultrasonidos emplea un sensor Doppler transcutáneo que detecta el movimiento de las paredes de los vasos sanguíneos en varios estados de oclusión.

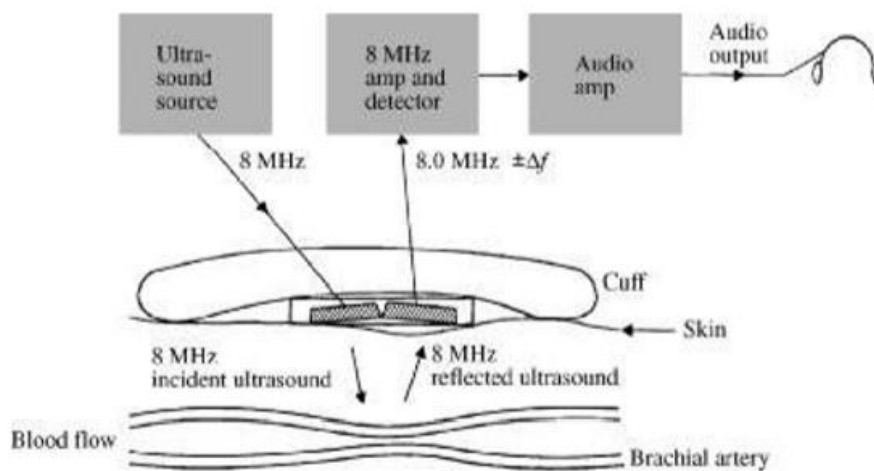


Figura 24. Determinación de la presión arterial por ultrasonidos (H.F.Stegall, M.B. Kardon, W.T.Kemmerer. Indirect measurement of arterial blood by Doppler ultrasonic sphygmanometry)



Las ventajas de la técnica ultrasónica son que se puede utilizar con bebés e individuos hipotensos y en entornos de alto ruido. Una desventaja es que los movimientos del cuerpo del sujeto causan cambios en la trayectoria ultrasónica entre el sensor y el vaso sanguíneo.

- **TONOMETRÍA.**

Este método se ha utilizado con bastante éxito para medir la presión intraocular, desarrollaron un tonómetro de aplicación que mide la presión intraocular sin tocar el ojo. Para ello un pulso de aire deforma y aplanar el área central de la córnea haciéndolo en unos pocos milisegundos. El instrumento consta de tres componentes principales. El primero es un sistema neumático que proporciona un pulso de aire cuyo pulso aumenta linealmente con el tiempo. A medida que el pulso del aire decae, provoca una reducción progresiva de la convexidad de la córnea y, finalmente, un retorno a su forma original. El segundo componente, un sistema que monitorea el estado de la curvatura de la córnea.

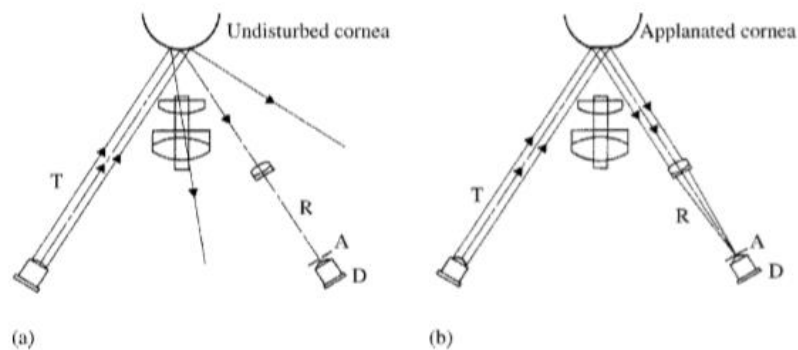


Figura 25. Obtención de la presión intraocular por tonometría (M.Forbes, G.Pico, Jr., B.Grolman. Description and Clinical Evaluation)

La Figura 25(a) y (b) muestra los sistemas de transmisión y detección óptica de los rayos de luz reflejados de una córnea no perturbada y una córnea aplanada, respectivamente. Se orientan oblicuamente para detectar mejor la operación, en el caso de la córnea no perturbada, el detector recibe poca o ninguna luz.

#### 4.5. TRANSDUCTORES DE SONIDO.

La auscultación del corazón proporciona al clínico información valiosa sobre la integridad funcional del corazón, los médicos comparan las relaciones temporales entre los sonidos del corazón y los eventos mecánicos y eléctricos del ciclo cardíaco, éste último enfoque se conoce como fonocardiografía.

Existe una amplia diversidad de opiniones sobre las teorías que intentan explicar el origen de los sonidos y murmullos del corazón. Se han propuesto más de 40

mecanismos diferentes para explicar el sonido cardíaco, éstos son vibraciones o sonidos debido a la aceleración y desaceleración de la sangre, mientras que los murmullos son vibraciones o sonidos debidos a la turbulencia de la sangre.

Los sonidos cardíacos viajan por todo el cuerpo desde el corazón y vasos sanguíneos principales hasta la superficie del cuerpo. Debido a las propiedades acústicas, las ondas sonoras se atenúan y no se reflejan, la mayor atenuación se produce en los tejidos más comprimibles, como los pulmones y las capas de grasa.

Hay sitios de grabación óptimos para los diversos sonidos del corazón, sitios en los que la intensidad del sonido es la más alta porque el sonido se está transmitiendo a través de tejidos sólidos.

Los sonidos cardíacos y los murmullos tienen amplitudes extremadamente pequeñas, con frecuencias de 0,1 a 2000 Hz. Pueden producirse dos dificultades, en el extremo inferior del espectro (por debajo de unos 20 Hz), la amplitud de los sonidos del corazón está por debajo del umbral de audibilidad, en segundo lugar en el extremo de alta frecuencia es normalmente bastante perceptible para el oído humano, porque esta es la región de máxima sensibilidad, sin embargo, si se desea un fonocardiograma, el dispositivo de grabación debe seleccionarse cuidadosamente para las características de respuesta de alta frecuencia, es decir, un haz de luz, chorro de tinta o grabador de matriz digital sería adecuado.

Debido a que los sonidos cardíacos y los murmullos son de baja amplitud, los ruidos extraños deben minimizarse en las proximidades del paciente. El procedimiento estándar para grabar el fonocardiograma en una habitación especialmente diseñada y acústicamente tranquila.

- **ESTETOSCOPIO.**

Los estetoscopios se utilizan para transmitir sonidos cardíacos desde la pared torácica al oído humano. Algunas variabilidades en la interpretación de los sonidos se derivan de la agudeza auditiva del usuario y la formación. Además, la técnica utilizada para aplicar el estetoscopio puede afectar en gran medida los sonidos percibidos.

La Figura 26 es una curva de frecuencia-respuesta típica para un estetoscopio; muestra que el estetoscopio mecánico tiene una respuesta de frecuencia desigual, con muchos picos de resonancia.

Investigadores enfatizaron que el área crítica de la interpretación de un estetoscopio (los sonidos clínicamente significativos cerca del umbral de audición del oyente) puede perderse totalmente si el estetoscopio los atenúa más de 3 dB.

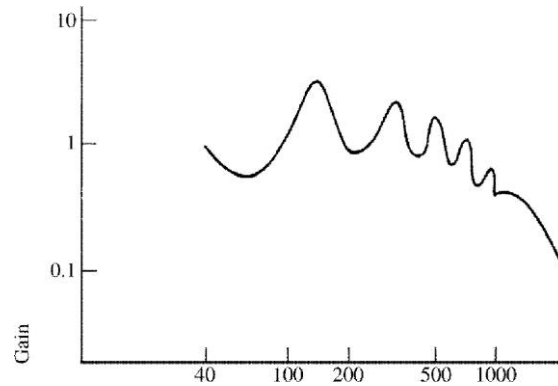


Figura 26. Curva frecuencia-respuesta de un estetoscopio. (Doebelin, E.(1990). *Measurements systems application and design*)

- **FONOCARDIOGRAMA.**

Un fonocardiograma es una grabación de los sonidos y murmullos del corazón. Elimina la interpretación subjetiva de estos sonidos y también hace posible una evaluación de los sonidos del corazón con respecto a los eventos eléctricos y mecánicos en el ciclo cardíaco. En la evaluación clínica de un paciente, se pueden registrar simultáneamente otras variables relacionadas con el corazón en este proceso, estos incluyen el ECG, pulso arterial carótido, pulso venoso yugular y apexcardiograma. Los pulsos carótidos, yugulares y apexcardiogramas indirectos se registran mediante el uso de un sistema de microfones con una respuesta de frecuencia de 0,1 a 100 Hz. El cardiólogo evalúa los resultados de un fonocardiógrafo en base a los cambios en la forma de onda y en una serie de parámetros de temporización.

#### 4.6. TRANSDUCTORES DE FLUJO Y VOLUMEN.

Una de las mediciones primarias que el médico desea adquirir de un paciente es la concentración de O<sub>2</sub> y otros nutrientes en las células. Tales cantidades son normalmente tan difíciles de medir que el médico se ve obligado a aceptar las mediciones de segunda clase del flujo sanguíneo y los cambios en el volumen, que por lo general se correlacionan con la concentración de nutrientes. Si el flujo sanguíneo es difícil de medir, el médico puede conformarse con la medición de tercera clase de la presión arterial, que generalmente se correlaciona adecuadamente con el flujo sanguíneo. Si no se puede medir la presión arterial, el médico puede recurrir a la medida de cuarta clase del ECG, que generalmente se correlaciona adecuadamente con la presión arterial.

Los caudalímetros de uso común, como el de orificio o los caudalímetros de turbina, no son adecuados para medir el flujo sanguíneo porque requieren cortar el vaso y pueden causar la formación de coágulos. Por lo tanto, se han desarrollado técnicas especializadas descritas en este capítulo.

#### 4.6.1. METODO INDICADOR-DILUCION MEDIANTE INFUSION CONTINUA.

Los métodos de dilución por indicador descritos en este capítulo no miden el flujo pulsátil instantáneo, sino el flujo promedio en una serie de latidos del corazón.

- **POR CONCENTRACIÓN.**

Cuando introducimos una cantidad dada de un indicador  $m_0$  a un determinado volumen  $V$ , la concentración  $C$  del indicador es igual a:

$$C = m_0 / V \quad (35)$$

Cuando el volumen de fluido en el espacio medido se reemplaza continuamente, como es en una corriente que fluye, entonces con el fin de mantener una concentración fija, el médico debe agregar continuamente una cantidad fija de indicador por unidad de tiempo. Es decir,  $\Delta C (dm / dt) / (dV / dt)$ . A partir de esta ecuación, podemos calcular el flujo:

$$F = \frac{dV}{dt} = \frac{dm/dt}{C_a - C_v} \quad (36)$$

Dónde

$F$  = Flujo sanguíneo (l/min)

$dm/dt$  = Consumo de  $O_2$  (l/min)

$C_a$  = concentración arterial de  $O_2$

$C_v$  = concentración venosa de  $O_2$

#### 4.6.2. METODO INDICADOR-DILUCION MEDIANTE INYECCION RAPIDA.

El método de infusión continua ha sido reemplazado en gran medida por el método de inyección rápida, que es más conveniente. Un indicador se inyecta rápidamente, la variación en la concentración frente al tiempo se mide hasta que éste desaparece.

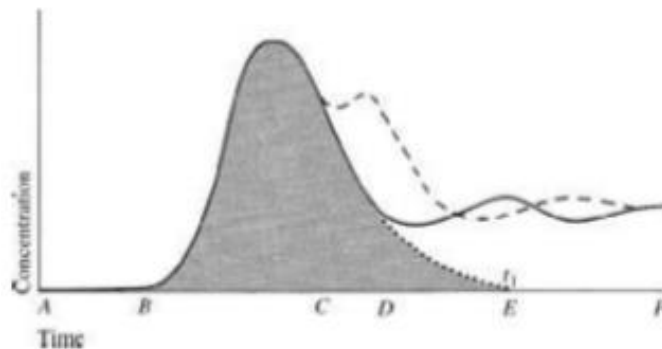


Figura 27. Curva del método de indicador-dilución mediante inyección rápida. (John, G.W. (1976). Medical Instrumentation and design 4th edition)

La línea sólida de la Figura 27 muestra las fluctuaciones en la concentración del indicador que se producen después de la inyección. Desde que se inyecta en el momento A, hay un retraso de transporte antes de que la concentración comience a aumentar en el momento B. Después de pasar el pico, la curva entra en una región de descenso exponencial entre C y D, que continuaría descendiendo a lo largo de la curva punteada a  $t_1$  si no hubiera recirculación. Sin embargo, la recirculación causa un segundo pico en E antes de que el indicador se mezcle completamente en la sangre en F. La curva discontinua indica la rápida recirculación que se produce cuando hay un agujero entre los lados izquierdo y derecho del corazón.

La cantidad del indicador  $dm$  contenida en dicho volumen es la concentración  $C(t)$  veces el volumen incremental. Por lo tanto:

$$dm = C(t) \cdot Dv \quad (37)$$

Dividiendo por  $dt$  obtenemos:

$$\frac{dm}{dt} = \frac{C(t) \cdot dV}{dt} \quad (38)$$

Pero  $dV/dt = F_i$ , el flujo instantáneo; por lo tanto:

$$dm = F_i \cdot C(t) \cdot dt \quad (39)$$

Integrando con el tiempo a través de  $t_1$ , cuando el indicador ha pasado el punto de muestreo, obtenemos:

$$m = \int_0^{t_1} F_i \cdot C(t) \cdot dt \quad (40)$$

Podemos obtener el flujo medio de la forma:

$$F = \frac{m}{\int_0^{t_1} C(t) \cdot dt} \quad (41)$$

La cantidad integrada es igual al área sombreada en la Figura 37. Un ordenador puede extrapolar la línea de puntos en tiempo real y calcular el flujo.

Si la concentración inicial del indicador no es cero, como puede ser el caso cuando queda un indicador residual de inyecciones anteriores, entonces (8.5) se convierte en:

$$F = \frac{m}{\int_0^{t_1} |\Delta C(t)| \cdot dt} \quad (42)$$

- **MEDIANTE TERMODILUCIÓN.**

El método más común para medir el flujo de sangre cardiaco es el de inyectar una cantidad de salina fría como indicador. El indicador se mezcla con la sangre en el ventrículo derecho. La caída de temperatura de la sangre es detectada por un termistor situado cerca de la punta del catéter en la arteria pulmonar, obteniendo el flujo de la forma:

$$F = \frac{Q}{\rho_b C_b \int_0^{t_1} T_b(t) \cdot dt} \quad (m^3/s) \quad (43)$$

Dónde

Q = Calor introducido (J)

$\rho_b$  = Densidad de la sangre (kg/m<sup>3</sup>)

$C_b$  = Calor específico de la sangre (J / (kg · K))

Sin embargo, cuando se utiliza este método, hay una serie de problemas que causan errores. Puede haber una mezcla inadecuada entre el lugar de inyección y el lugar de muestreo. Puede haber un intercambio de calor entre la sangre y las paredes de la cámara del corazón. Hay un intercambio de calor a través de las paredes del catéter antes, durante y después de la inyección. Sin embargo, el instrumento se puede calibrar realizando simultáneamente determinaciones de dilución de tinte y aplicando un factor de corrección que corrige varios de los errores.

#### 4.6.3. CAUDALIMETROS ELECTROMAGNÉTICOS.

- **FUNCIONAMIENTO.**

El caudalímetro electromagnético mide el flujo instantáneo de la sangre y por lo tanto tiene una mayor capacidad que los métodos de dilución por indicador, que miden sólo flujo promedio. Funciona con cualquier líquido conductor, como salina o sangre.

El generador eléctrico de un coche genera electricidad por inducción. Los cables de cobre se mueven a través de un campo magnético, cortando las líneas de flujo magnético e induciendo una fem en el alambre. Este mismo principio se realiza en un caudalímetro sanguíneo, mostrado en la Figura 28. En lugar de cables de cobre, el caudalímetro depende del movimiento de la sangre, que tiene una conductancia similar a la de la salina. La ley de inducción de Faraday da la fórmula de la fem inducida:

$$e = \int_0^{L_1} u \times B \cdot dL \quad (44)$$

Dónde

$B$  = Densidad del flujo magnético (T)

$L$  = Longitud entre electrodos (m)

$u$  = velocidad instantánea de la sangre (m/s)

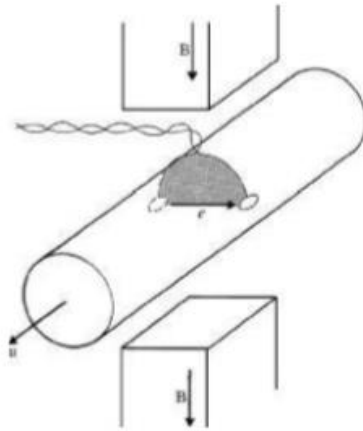


Figura 28. Caudalímetro electromagnético (Doebelin, E.(1990). *Measurements systems application and design*)

Cuando la sangre fluye en el vaso con velocidad y pasa a través del campo magnético  $B$ , la fem e inducida se mide en los electrodos mostrados.

- **CAUDALÍMETRO DE CORRIENTE DIRECTA.**

El caudalímetro que se muestra en la Figura 29 puede utilizar un campo magnético de corriente continua, por lo que el voltaje de salida indica continuamente el flujo. Cuando se construyeron los primeros medidores de flujo de corriente continua, ninguno fue satisfactorio, por las siguientes razones. El voltaje a través de la interfaz del electrodo está en serie con la señal de flujo, incluso cuando el caudalímetro tiene electrodos no polarizables, la deriva de este voltaje es del mismo orden que la señal de flujo, y no hay manera de separar los dos. El ECG tiene una forma de onda y frecuencia similar a la de la señal de flujo, cerca del corazón, la forma de onda del ECG es mucho mayor que la de la señal de flujo y, por lo tanto, causa interferencia.

- **MEDIANTE SONDA.**

Se han utilizado una variedad de sondas para medir el flujo sanguíneo, los mejores resultados se obtienen cuando los electrodos están platinizados (revestido electrolíticamente con platino) para proporcionar baja impedancia.

Algunas sondas no utilizan un núcleo magnético, por lo que tienen menor sensibilidad. Una sonda perivascular común se muestra en la Figura 29, en la que se enrolla un núcleo de Permalloy laminado toroidal con dos bobinas opuestas.

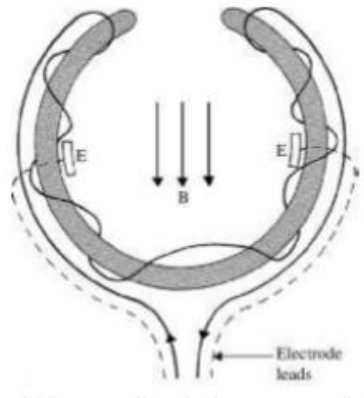


Figura 29. Sonda perivascular. (Doebelin, E.(1990). *Measurements systems application and design*)

El campo magnético resultante tiene bajo flujo de fuga. Para evitar el acoplamiento capacitivo entre las bobinas del imán y los electrodos, se coloca un escudo electrostático entre ellos. La sonda está aislada con una muy alta resistividad e impermeabilidad al agua salada (la sangre es similar a la salina).

La ranura abierta en un lado de la sonda permite deslizarla sobre un vaso sanguíneo sin cortar el vaso, se puede insertar una llave de plástico en la ranura para que la sonda rodee el vaso, la sonda debe ajustarse perfectamente durante la diástole para que los electrodos hagan un buen contacto. esto requiere cierta constricción de la arteria durante la sístole, cuando el diámetro de la arteria es aproximadamente 7% mayor.

- **CAUDALÍMETROS ULTRASÓNICOS.**

El caudalímetro ultrasónico, como el caudalímetro electromagnético, puede medir el flujo instantáneo de la sangre. El ultrasonido puede atravesar la piel, por lo que los caudalímetros transcutáneos son prácticos. Los tipos avanzados de caudalímetros ultrasónicos también pueden medir perfiles de flujo.

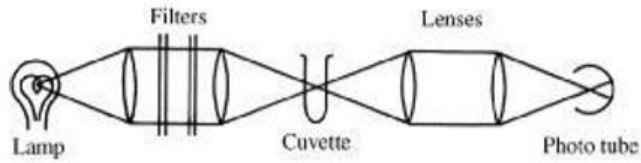
#### 4.7. TRANSDUCTORES OPTICOS.

Los sistemas ópticos se utilizan ampliamente en el diagnóstico médico. El uso más común ocurre en el laboratorio clínico-químico, en el que los técnicos analizan muestras de sangre y otros tejidos extraídos del cuerpo. Los instrumentos ópticos también se utilizan durante el cateterismo cardíaco para medir la saturación de oxígeno de la hemoglobina y para medir el flujo cardíaco.

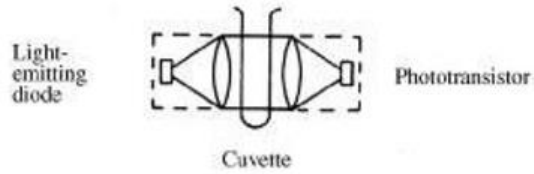




(a)



(b)



(c)

Figura 30. (a) Diagrama general de bloques de un instrumento óptico. (Doebelin, E.(1990). *Measurements systems application and design*)



## **5. ACONDICIONAMIENTO DE SEÑAL.**

Para entender en que consiste el acondicionamiento de señales biológicas describiremos brevemente los diferentes circuitos que conforman el acondicionamiento para una vista global de esta etapa:

- Circuito de protección: Este circuito incluye dispositivos de protección para que los altos voltajes que puedan aparecer a través de la entrada del equipo en determinadas condiciones no dañen los instrumentos.
- Señal de calibración: Una señal de calibración de 1 mV es introducida momentáneamente en el equipo para calibrar la ganancia de amplificación.
- Preamplificador: En esta etapa amplifica la entrada, para ello el amplificador debe tener una impedancia de entrada muy alta y una alta relación de rechazo de modo común.
- Circuito de aislamiento: Los circuitos de este bloque contienen una protección al paso de corriente por la línea de alimentación, por ejemplo, si el paciente entrara en contacto con una línea de 120 V, esta protección impediría que corrientes peligrosas fluyeran por él.
- Amplificador: Los circuitos de este bloque amplifican hasta un nivel en el que se puede registrar adecuadamente la señal en el elemento de grabación. Su entrada debe ser de corriente alterna para que los voltajes de compensación amplificados por el preamplificador no se vean en su entrada.
- Sistema de memoria: La señal amplificada es digitalizada por un convertidor analógico-digital, almacenándose más tarde en la memoria para poder ser utilizada por el médico.

## 5.1. AMPLIFICADORES.

Los amplificadores son una parte importante de los sistemas de instrumentación modernos para medir los biopotenciales. Estas mediciones implican voltajes que a menudo se encuentran en niveles bajos, tienen altas impedancias de la fuente, o ambas cosas. Los amplificadores son necesarios para aumentar la intensidad de la señal y mantener al mismo tiempo una alta fidelidad. A estos equipos que han sido diseñados específicamente para este tipo de procesamiento se conocen como amplificadores de biopotenciales.

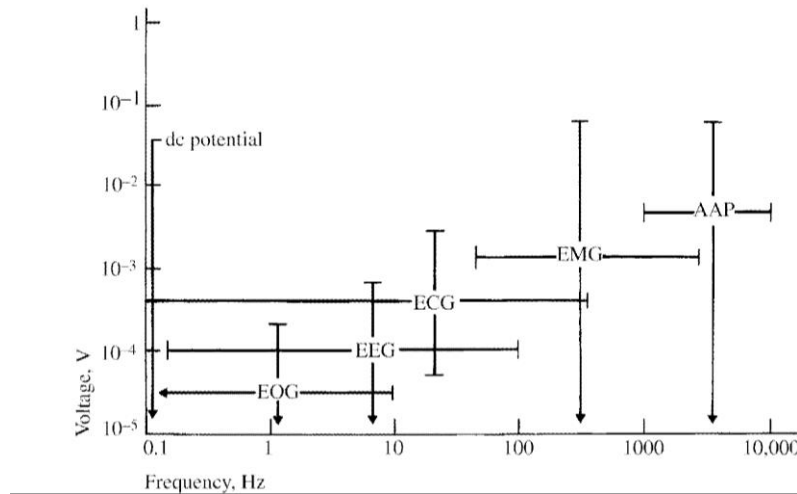


Figura 31. Espectros de frecuencia para las señales más comunes. (Ramon, P. A., & J.G.W.(1990). *Composite Instrumentation amplifier for biopotentials*)

El contenido en frecuencia de los diferentes biopotenciales cubre diferentes porciones del espectro, algunos tienen mayores amplitudes que otros, ambos hechos obligan a escoger cuidadosamente la ganancia, encontrándonos limitaciones de respuesta en frecuencia dependiendo de la señal a medir. La Figura 31 muestra los rangos de amplitudes y frecuencias cubiertas por varias de las señales más comunes. Dependiendo de la señal, las frecuencias van desde CC hasta unos 10 kHz. Las amplitudes pueden variar desde decenas de microvoltios hasta aproximadamente 100 mV. El amplificador de un biopotencial determinado debe estar diseñado para manejar ese potencial y proporcionar una señal apropiada a su salida.

Los electrodos utilizados para obtener la señal imponen ciertas limitaciones a la etapa de entrada del amplificador, para lograr la transferencia de la señal eficazmente, el amplificador debe estar adaptado a los electrodos.

En este tema examinaremos algunas de las características básicas de estos amplificadores.

- **CARACTERÍSTICAS BÁSICAS DE UN AMPLIFICADOR.**

La función esencial es tomar una señal eléctrica débil de origen biológico y aumentar su amplitud para poder procesarla, registrarla o mostrarla. Por lo general, estos amplificadores se presentan en forma de amplificadores de voltaje, porque son capaces de aumentar el nivel de voltaje de una señal, no obstante, los amplificadores de voltaje también sirven para aumentar los niveles de potencia, por lo que también pueden considerarse amplificadores de potencia. En algunos casos, se utilizan para aislar la carga de la fuente, en esta situación, los amplificadores proporcionan sólo ganancia de corriente, dejando los niveles de voltaje inalterados.

Para ser útiles desde el punto de vista biológico, todos los amplificadores de

biopotenciales deben cumplir ciertos requisitos básicos. Deben tener una alta impedancia de entrada de modo que proporcionen una carga mínima a la señal que se está midiendo, los efectos de la carga se minimizan haciendo que la impedancia de entrada del amplificador sea lo más alta posible, reduciendo así esta distorsión. Los amplificadores modernos tienen impedancias de entrada de al menos 10 M $\Omega$ .

El circuito de entrada también debe proporcionar protección al paciente, cualquier corriente o potencial que aparezca a través de los terminales de la entrada del amplificador y que sea producida por éste es capaz de afectar al potencial biológico que se está midiendo, situación que puede tener graves consecuencias. Para evitar estos problemas, el amplificador debe tener circuitos de aislamiento y protección, de modo que la corriente que pasa por el circuito pueda mantenerse a niveles seguros.

El circuito de salida de un amplificador biopotencial no presenta tantos problemas como el circuito de entrada. Su función principal es impulsar la carga del amplificador, normalmente a un dispositivo que registre la señal, de manera que se mantenga la máxima fidelidad en esta lectura. Por lo tanto, la impedancia de salida del amplificador debe ser baja con respecto a la impedancia de la carga, y el amplificador debe ser capaz de suministrar la potencia requerida por la carga.

Los amplificadores de biopotenciales deben funcionar en el espectro de frecuencias en la que existen los biopotenciales que amplifican. Debido al bajo nivel de tales señales, es importante limitar el ancho de banda del amplificador para que sea lo suficientemente grande como para procesar la señal adecuadamente. De esta manera, podemos obtener relaciones óptimas entre señal y ruido. Las señales suelen tener amplitudes del orden de unos pocos milivoltios o menos, por lo tanto, deben ser amplificadas a niveles compatibles con los dispositivos de grabación y visualización, esto significa que la mayoría de los amplificadores deben tener altas ganancias del orden de 1000 o más.

Otra cosa a tener en cuenta es que muy frecuentemente las señales se obtienen de electrodos bipolares, estos electrodos suelen estar situados eléctricamente con respecto a tierra simétricamente. En tales circunstancias, el amplificador más apropiado es un amplificador diferencial, dado que esos electrodos bipolares suelen tener un voltaje de modo común con respecto a tierra, el cual es mucho mayor que la amplitud de la señal, y dado que la simetría con respecto a tierra puede estar distorsionada, estos amplificadores biopotenciales diferenciales deben tener altas relaciones de rechazo en modo común para reducir al mínimo las interferencias debidas a la señal en modo común.

Un último requisito para los amplificadores biopotenciales que se utilizan tanto en aplicaciones médicas como en el laboratorio es que permitan una rápida calibración. Al registrar las señales, el científico y el clínico necesitan conocer no sólo las formas de onda de estas señales sino también sus amplitudes. Para proporcionar esta información, la ganancia del amplificador debe estar bien calibrada. Con frecuencia los

amplificadores de biopotenciales tienen una fuente de señal estándar que se puede conectar momentáneamente a la entrada automáticamente al comienzo de una medición o manualmente al pulsar un botón, para comprobar la calibración. Los amplificadores biopotenciales que necesitan tener ganancias ajustables suelen tener un interruptor mediante el cual se pueden seleccionar diferentes ganancias fijas cuidadosamente calibradas, en lugar de tener un control continuo (como el control de volumen de un amplificador de audio) para ajustar la ganancia. De este modo, la ganancia siempre se conoce, y no hay posibilidad de que sea variada accidentalmente por alguien que choque con el control de ganancia.

Hay muchos factores que deben tenerse en cuenta en el diseño dependiendo de la aplicación, estos factores son importantes no sólo para el ingeniero biomédico, sino también para el médico que opera el instrumento y el que interpreta la información registrada. A continuación, describiremos algunos de los problemas más comunes encontrados e indicaremos algunas de sus causas.

- **DISTORSIÓN DE FRECUENCIA**

La medición no siempre cumple con las normas de respuesta en frecuencia que hemos descrito. Cuando esto ocurre, se ve una distorsión de frecuencia y disminuye la amplitud, un ejemplo lo visualizamos en el electrocardiograma donde se atenúa el complejo QRS (representación gráfica de los movimientos del corazón formando una estructura picuda).

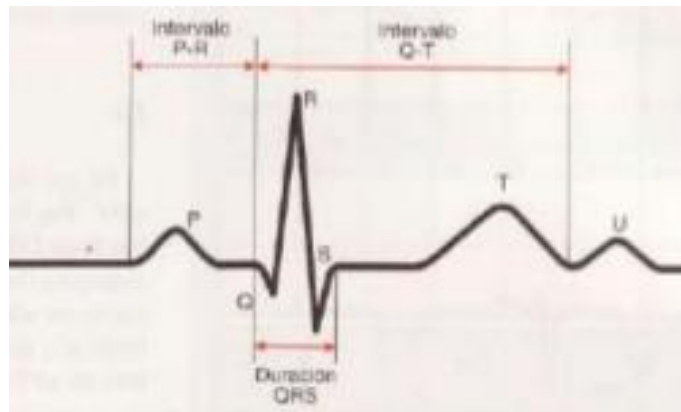


Figura 32. Forma característica del complejo QRS en un electrocardiograma. (John, G.W. (1976). *Medical Instrumentation and design 4th edition*)

Un instrumento que tiene una respuesta de frecuencia de 1 a 150 Hz muestra una distorsión de baja frecuencia. La base ya no es horizontal, especialmente inmediatamente después de cualquier evento en el trazado. Las ondas monofásicas parecen ser más bifásicas.

- **SATURACIÓN O CORTE**

Altos voltajes de compensación en los electrodos o amplificadores mal ajustados pueden producir una saturación o distorsión de corte que puede modificar enormemente la salida. La combinación de amplificación de la señal de entrada y el voltaje de compensación lleva al amplificador a la saturación no llegando a alcanzar los picos porque la salida del amplificador no puede superar el voltaje de saturación. En un caso similar, las partes inferiores se cortan, esto puede ser el resultado de una saturación negativa del amplificador.

- **CONEXIONES A TIERRA**

Los pacientes suelen estar conectados a otros aparatos eléctricos, cada aparato eléctrico tiene su propia conexión a tierra, ya sea a través de la línea eléctrica o, en algunos casos, a través de un cable de tierra conectado a algún punto de la habitación.

Puede existir un bucle de tierra cuando se conectan dos máquinas al paciente. Tanto el instrumento como la segunda máquina tienen un electrodo de tierra conectado al paciente, si una toma de tierra tiene un potencial ligeramente mayor que la otra, la corriente de una toma fluye a través del paciente hasta el otro electrodo de tierra, donde, además de presentar un problema de seguridad, puede elevar el potencial del cuerpo del paciente a un voltaje por encima del que está conectada la instrumentación. Esto produce voltajes de modo común que puede aumentar la cantidad de interferencias.

- **CABLES ABIERTOS**

A menudo uno de los cables que conecta un electrodo biopotencial se desconecta o se rompe como resultado de una manipulación excesivamente brusca, en cuyo caso el electrodo ya no está conectado, a menudo se pueden inducir potenciales relativamente altos en el cable abierto como resultado de los campos eléctricos que se encuentran alrededor. Esto causa una amplia desviación en la señal de salida, así como, por supuesto, la pérdida de señal. Esta situación también se produce cuando un electrodo no hace buen contacto con el paciente.

- **GRANDES TRANSITORIOS ELÉCTRICOS**

En algunas situaciones puede ser necesaria la desfibrilación cardíaca. En tal caso, se aplica un pulso eléctrico de alto voltaje y corriente en el pecho del paciente para poder observar los potenciales transitorios a través de los electrodos. Estos potenciales pueden ser de varios órdenes de magnitud más altos que los potenciales normales. Cuando se produce esta situación, puede causar una desviación de la salida debido a la saturación de los amplificadores causada por el pulso de amplitud alta en su entrada. Este pulso es lo suficientemente grande como para causar la acumulación de carga en las capacidades del amplificador, lo que hace que permanezca saturado durante un período de tiempo finito después del pulso y que luego disminuya lentamente hacia la línea original. En Figura 33 se muestra un ejemplo de este fenómeno.



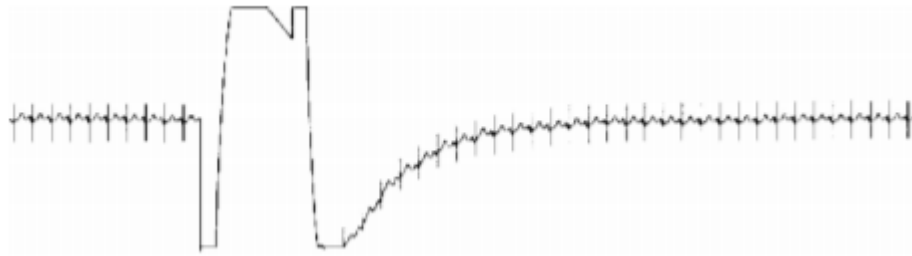


Figura 33. Aparición de transitorios por saturación. (John, G.W. (1976). *Medical Instrumentation and design 4th edition*)

Los transitorios de este tipo pueden generarse por motivos distintos a la desfibrilación, un movimiento de los electrodos puede producir variaciones mayores que los potenciales a medir originando los transitorios, otro caso es cuando el paciente sometido a una carga eléctrica estática se descarga parcialmente a través del cuerpo.

Este problema se alivia en gran medida incluyendo circuitos electrónicos de protección, de esta manera, podemos limitar el máximo voltaje de entrada a través del amplificador para minimizar los efectos de saturación y acumulación de carga debido a las señales de entrada de alto voltaje. Esto da como resultado un retorno más rápido después del transitorio. Estos circuitos también son importantes para proteger los equipos de cualquier daño que puedan causar estos picos de tensión.

La carga eléctrica estática en el médico puede reducirse notablemente mediante el uso de ropa, zapatos y suelos conductores, así como haciendo que el médico toque la cama antes de tocar al paciente.

- **INTERFERENCIA CON DISPOSITIVOS ELÉCTRICOS**

Una fuente importante de interferencias cuando se está monitorizando al paciente es el sistema de energía que utiliza, en la mayoría de casos, energía eléctrica. Además de proporcionar energía al propio equipo, las líneas de energía están conectadas a otros equipos y aparatos de la habitación del paciente. Estas líneas eléctricas pueden afectar al equipo e introducir interferencias en frecuencia, estas interferencias aparecen por dos motivos principalmente, cada uno de los cuales aparecen por separado o, en algunos casos, conjuntamente.

El acoplamiento del campo eléctrico entre las líneas de alimentación del equipo y el paciente es el resultado de los campos eléctricos que rodean los cables de alimentación que conectan los diferentes aparatos a las tomas de corriente. Estos campos pueden estar presentes incluso cuando el aparato no está encendido, porque la corriente no es necesaria para establecer el campo eléctrico. Estos campos se acoplan al paciente, a los cables de alimentación y al propio equipo. Para minimizarlo se suele blindar los cables y poniendo a tierra cada equipo, bajar las impedancias de los electrodos de la piel también es útil.

La otra fuente de interferencia es la inducción magnética. La corriente establece un campo magnético en las cercanías del paciente, pudiéndose inducir un voltaje

proporcional a la intensidad del campo magnético. Puede reducirse reduciendo el campo magnético mediante el uso de blindaje magnético o manteniendo el equipo y los cables alejados de las áreas con potenciales de campo magnético, ambos bastante difíciles de conseguir en la práctica.

## 5.2. CIRCUITOS DE PROTECCIÓN.

Hay ocasiones en que otros equipos acoplados al paciente pueden presentar un riesgo para los instrumentos. Por ejemplo, en el quirófano, los pacientes que se someten a una intervención quirúrgica suelen tener sus constantes vitales vigiladas continuamente durante el procedimiento. Si el procedimiento quirúrgico implica el uso de una unidad electroquirúrgica, ésta puede introducir en el paciente voltajes relativamente altos que pueden entrar en los instrumentos o en el monitor cardíaco a través de los electrodos del paciente. Si la conexión a tierra es defectuosa o si se presenta una resistencia superior a la normal, el voltaje del paciente con respecto a la tierra puede llegar a ser bastante alto y pueden ser lo suficientemente grandes como para dañar los circuitos electrónicos. También pueden causar transitorios severos, del tipo como mostramos en la Figura 33.

Lo ideal sería que los equipos se diseñaran de forma que no se vieran afectados por dichos transitorios. Desafortunadamente, esto no puede lograrse completamente. Sin embargo, es posible reducir los efectos de estos transitorios eléctricos y proteger el equipo de daños graves. En la Figura 34 se muestra la disposición básica de un circuito con protección. Entre cada electrodo del paciente y la tierra eléctrica se conectan dispositivos limitadores de tensión.

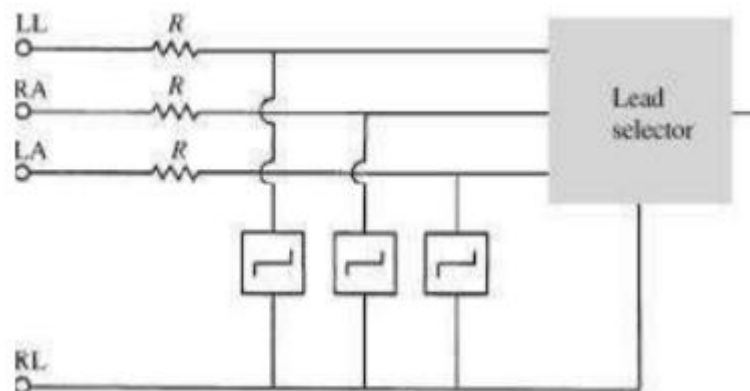


Figura 34. Circuito eléctrico de protección. (Doebelin, E. (1990). *Measurements systems application and design*)

La Figura 35 muestra la característica típica de corriente-tensión de estos dispositivos, donde con voltajes inferiores al voltaje de ruptura,  $V_b$ , el dispositivo permite que fluya muy poca corriente e idealmente aparece como un circuito abierto. Una vez que el voltaje

a través del dispositivo intenta superar el voltaje de ruptura, las características del dispositivo cambian bruscamente, y la corriente pasa a través del dispositivo hasta tal punto que el voltaje no puede superar los  $V_b$  como resultado de la caída de tensión a través de las resistencias en serie  $R$  (ver Figura 34). En estas condiciones, el dispositivo se comporta como un cortocircuito en serie con una fuente de tensión constante de magnitud  $V_b$ .

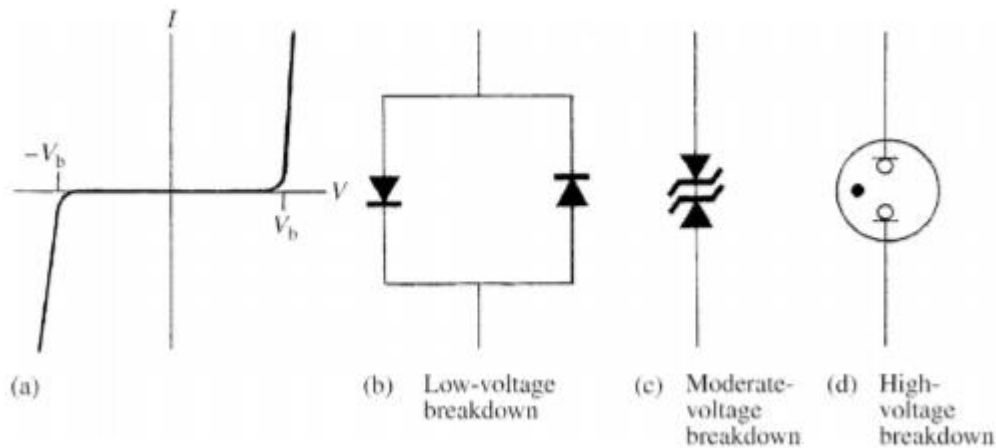


Figura 35. Elemento de protección. (Doebelin, E. (1990). *Measurements systems application and design*)

En la práctica, hay varias maneras de lograr este efecto que se aproxime a la característica idealizada mostrada. En la Figura 35 se indican tres de ellas. Los diodos de silicio paralelos, como se muestra en la Figura 35(b), dan una característica similar con una tensión de ruptura de aproximadamente 600 mV. Los diodos están conectados de tal manera que tienen polaridades opuestas, así, cuando la tensión alcanza el voltaje de ruptura, uno de los diodos está en modo directo y el otro en inversa. Cuando el voltaje a través de la red se invierte, es decir, el voltaje se convierte en negativo los papeles se intercambian consiguiendo así protección bidireccional. Sin embargo, la transición de un estado no conductor a un estado conductor no es tan brusca como se muestra en la curva característica y la distorsión de la señal puede empezar a aparecer a tensiones de aproximadamente 300 mV. La principal ventaja de este circuito es su bajo voltaje de ruptura consiguiendo amortiguar los transitorios en la entrada del amplificador a un máximo de 600 mV de amplitud máxima.

Debido a que el voltaje de ruptura de este circuito es demasiado pequeño, se suele aumentar simplemente conectando dos o tres diodos en serie en lugar de utilizar diodos individuales en cada rama. Esto tiene la ventaja no sólo de aumentar el voltaje de ruptura multiplicando los 600 mV iniciales por el número de diodos en serie, sino también de aumentar la resistencia del circuito, tanto en el estado conductor como en el no conductor.

Cuando queremos tensiones de ruptura más altas, podemos utilizar el circuito de la

Figura 35(c). Este circuito consiste en dos diodos de silicio, normalmente diodos zener, conectados espalda con espalda. Cuando se conecta un voltaje a través de este circuito, uno de los diodos está en directa mientras que el otro está en modo zener. El voltaje de ruptura del diodo en directa es similar a los anteriores, entorno a los 600 mV, en cambio el diodo en modo zener es mucho más alto. Generalmente cubre el rango de 2 a 20 V. Una vez más, cuando se invierte la polaridad del voltaje, se intercambian los papeles de los dos diodos.

Un dispositivo que proporciona una tensión de ruptura aún mayor es el tubo de descarga de gas que se ilustra en la Figura 35(d). Este dispositivo aparece como un circuito abierto hasta que alcanza su voltaje de ruptura. Luego cambia al estado de conducción y mantiene un voltaje que suele ser varios voltios menor que el voltaje de ruptura. Los voltajes de ruptura van de 50 a 90 V para este tipo de dispositivo. Este voltaje de ruptura se considera alto para la mayoría de entradas, por lo tanto, es importante incluir un elemento como una resistencia entre el tubo de descarga de gas y la entrada del amplificador para limitar la corriente de entrada del amplificador.

Los diseñadores de amplificadores biopotenciales a menudo utilizan lámparas de neón como limitadores de tensión. Son tubos de descarga de gas más baratos y tienen una característica similar, requiriendo sólo un dispositivo por cada par de electrodos. Su resistencia en el estado no conductor es casi infinita, por lo que no hay efecto de carga en los electrodos, una característica que es más deseable cuando el amplificador de biopotencial tiene una impedancia de entrada muy alta.

### 5.3. CIRCUITOS DE REDUCCIÓN DE INTERFERENCIAS

Como hemos señalado anteriormente, los voltajes en modo común pueden ser responsables de gran parte de las interferencias. Aunque tener un amplificador con una impedancia de entrada alta minimiza los efectos de los voltajes en modo común, un mejor enfoque de este problema es descubrir la fuente del voltaje y tratar de eliminarlo.

Como vimos anteriormente, la interferencia eléctrica puede introducirse en los sistemas de medición de biopotenciales a través del acoplamiento capacitivo y la inducción magnética. Podemos minimizar estas señales de interferencia tratando de eliminar las fuentes de las señales mediante técnicas de blindaje. El blindaje electrostático se logra colocando un panel conductor conectado a tierra entre la fuente del campo eléctrico y el sistema de medición. La medición de biopotenciales de muy bajo nivel, como el EEG, se ha llevado a cabo tradicionalmente en un recinto blindado que contiene paneles de metal sólido o un apantallamiento de cobre conectado a tierra para minimizar las interferencias.

Este tipo de blindaje es ineficaz para los campos magnéticos a menos que los paneles metálicos tengan una alta permeabilidad, como la chapa de acero. En otras palabras, los paneles deben ser buenos conductores magnéticos, así como buenos conductores eléctricos.

Otra forma menos costosa de lograr una reducción de las señales inducidas magnéticamente es reducir la superficie efectiva entre las entradas del amplificador biopotencial, introduciendo un par trenzado de cables conductores o torciendo los cables conductores en la mayor medida posible entre el equipo y el paciente como se ilustra en la Figura 36 puede mejorar mucho la situación.

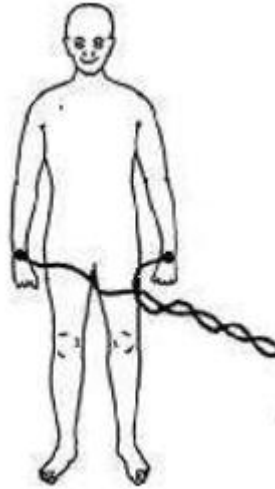


Figura 36. Par trenzado para eliminación de interferencias electromagnéticas (Ramon, P. A., & J.G.W.(1990). *Composite Instrumentation amplifier for biopotentials*)

## • FILTROS

Un filtro es un circuito que elimina un rango específico de componentes de frecuencia. En otras palabras, separa el espectro de la señal en componentes de frecuencia dejando pasar alguno de ellos y bloqueando otros.

Para mejor comprensión del dominio de frecuencia, utilizaremos un ejemplo a forma de explicación. Imaginemos que tenemos una señal que consiste en una onda sinusoidal de 5 kHz. Sabemos cómo se ve una onda sinusoidal en el dominio del tiempo, y en el dominio de la frecuencia no veremos nada más que un pico de frecuencia de 5 kHz, ahora supongamos que incluimos un ruido de 500 kHz.

La señal se verá diferente porque sus variaciones en el dominio del tiempo ahora deben reflejar tanto la onda sinusoidal de 5 kHz como la de alta frecuencia del ruido, sin embargo, en el dominio de la frecuencia, la onda sinusoidal y el ruido son componentes de frecuencia separados que están presentes simultáneamente en esta señal. La onda sinusoidal y el ruido ocupan diferentes partes de la representación del dominio de frecuencia como vemos en la Figura 37, y esto significa que podemos filtrar el ruido dirigiendo la señal a través de un circuito que pase las frecuencias bajas y bloquee las frecuencias altas.

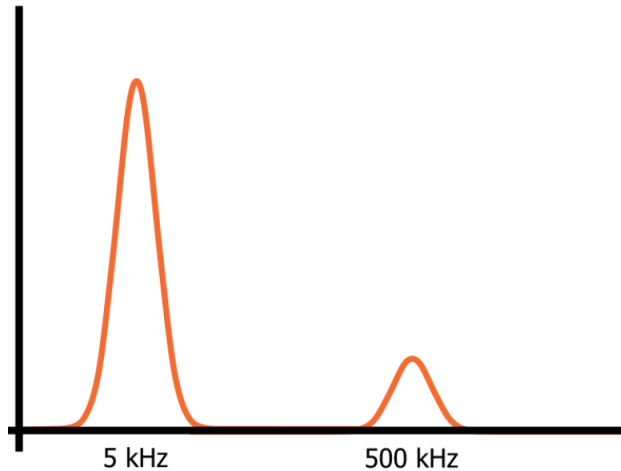


Figura 37. Representación dominio en frecuencia (<https://www.allaboutcircuits.com>)

Los filtros son ampliamente utilizados para reducir interferencias o ruidos en frecuencia, hay diferentes configuraciones dependiendo del tipo de ruido que nos encontremos, a continuación, mostraremos los más comunes.

- **FILTRO PASO BAJO**

Para crear un filtro de paso bajo, necesitamos combinar un elemento resistivo con un elemento reactivo. Es decir, necesitamos un circuito que consista en una resistencia y un condensador o una inductancia. En teoría, la topología de paso bajo RL es equivalente, en términos de filtrado, a la topología de paso bajo RC. Sin embargo, en la práctica, la versión RC es mucho más común. En la Figura 38 mostramos un ejemplo común de filtro paso bajo RC colocando una resistencia en serie con la señal de entrada y un condensador en paralelo con la carga.

Podemos analizar la acción de filtrado si reconocemos que la resistencia y el condensador forman un divisor de tensión dependiente de la frecuencia.

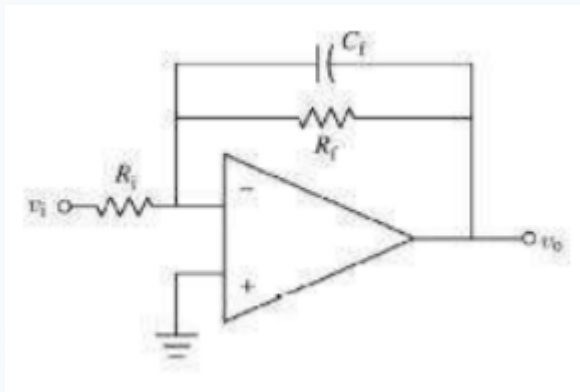


Figura 38. Esquema eléctrico de filtro paso bajo. (Ramon, P. A., & J.G.W.(1990). Composite Instrumentation amplifier for biopotentials)

Cuando la frecuencia de la señal de entrada es baja, la impedancia del condensador es alta en relación con la impedancia de la resistencia, por lo tanto, la mayor parte del voltaje de entrada se cae a través del condensador (y a través de la carga, que está en paralelo con el condensador). Cuando la frecuencia de entrada es alta, la impedancia del condensador es baja en relación con la impedancia de la resistencia, lo que significa que se cae más voltaje a través de la resistencia y se transfiere menos a la carga. Por lo tanto, se pasan bajas frecuencias y se bloquean las altas frecuencias.

Esta explicación de la funcionalidad del filtro es importante pero no muy útil cuando realmente necesitamos diseñar un circuito, por ejemplo, volviendo al ejemplo anterior, queremos preservar la señal de 5 kHz y eliminar la señal de 500 kHz. Esto significa que necesitamos un filtro que pase de permitir a bloquear en algún lugar entre 5 kHz y 500 kHz. El rango de frecuencias para el cual un filtro no atenúa se llama banda de paso, y el rango de frecuencias para el cual el filtro causa atenuación se llama banda de detención. Los filtros analógicos, como el filtro de paso bajo RC, siempre cambian gradualmente de banda de paso a banda de detención, esto significa que es imposible identificar una frecuencia en la cual el filtro deja de pasar señales y comienza a bloquearlas. La imagen del espectro de una señal que se "corta" en dos mitades, una de las cuales se retiene y otra se elimina, no se aplica, porque la atenuación aumenta gradualmente a medida que las frecuencias se mueven desde debajo del corte hasta arriba del corte como ya hemos mencionado. Se define la frecuencia de corte como la frecuencia a la que la amplitud de la señal de entrada se reduce en 3 dB, este valor se eligió porque una reducción de amplitud de 3 dB corresponde a una reducción del 50% en la potencia. Definimos por tanto el término ancho de banda como el rango de frecuencias hasta llegar a la frecuencia de corte.

Matemáticamente, la frecuencia de corte se comporta de la forma:

$$f_c = \frac{1}{2\pi RC} \quad (45)$$

Conociendo la frecuencia de corte podemos diseñar los componentes de nuestro circuito, en nuestro ejemplo, con una frecuencia de corte de 100KHz bastaría para atenuar nuestra señal de ruido obteniendo así el valor de la resistencia y de nuestro condensador.

- **FILTRO PASO ALTO**

El funcionamiento de un filtro paso alto es similar al descrito anteriormente, con la particularidad de que con este filtro lo que se quiere eliminar son las componentes de baja frecuencia y dejar pasar las de alta frecuencia. El comportamiento es similar, en la Figura 39 mostramos un ejemplo típico de este filtro, si nos damos cuenta, ahora el condensador está en serie con la señal de entrada mientras que la resistencia está en paralelo realizando la función inversa del filtro paso bajo.

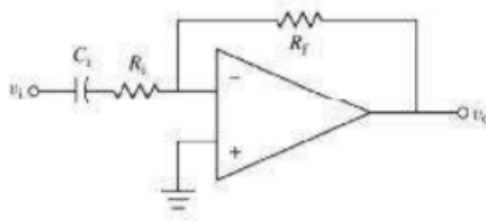


Figura 39. Esquema eléctrico de filtro paso alto. (Ramon, P. A., & J.G.W.(1990). *Composite Instrumentation amplifier for biopotentials*)

- **FILTRO PASABANDA**

Una combinación en serie de un filtro paso bajo y un filtro paso alto da como resultado un filtro pasabanda, este filtro amplifica las frecuencias en un rango deseado y atenúa las frecuencias más altas y más bajas de éste. La Figura 40 muestra un ejemplo típico de este filtro.

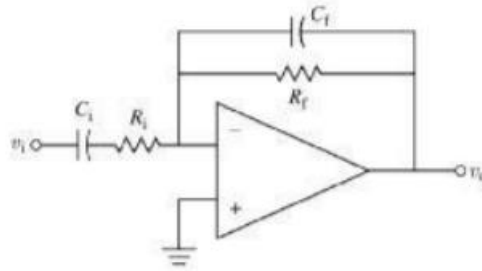


Figura 40. Esquema eléctrico de filtro pasabanda (Ramon, P. A., & J.G.W.(1990). *Composite Instrumentation amplifier for biopotentials*)

#### 5.4. PREAMPLIFICACION.

Como hemos visto, los amplificadores biopotenciales pueden ser utilizados para una variedad de señales. La ganancia y la respuesta en frecuencia son dos variables importantes que relacionan el amplificador con la señal en particular. Un importante factor común a todos los amplificadores es la primera etapa, o preamplificación. Esta etapa debe tener poco ruido, porque su salida debe ser amplificada a través de las etapas restantes del amplificador, y cualquier ruido se amplifica junto con la señal. También debe acoplarse directamente a los electrodos (sin condensadores en serie) para proporcionar una respuesta óptima a bajas frecuencias, así como para minimizar los efectos de carga en los condensadores. Incluso sin condensadores de acoplamiento se puede polarizar los electrodos, lo que da lugar a sobrepotenciales que producen un gran voltaje de compensación de CC a la entrada. Para eliminar los efectos de saturación de este potencial, el preamplificador puede ser acoplado por condensadores en las



etapas de amplificación restantes. No olvidemos que el preamplificador debe tener una impedancia de entrada muy alta ya que representa la carga de los electrodos.

A menudo, por razones de seguridad, el preamplificador o bien está aislado eléctricamente de las etapas de amplificación restantes o bien está situado cerca de la señal para reducir al mínimo la captación de interferencias en los cables. En este último caso, podemos utilizar un preamplificador alimentado por batería con bajo consumo de energía o una fuente de alimentación que esté aislada eléctricamente con el resto del circuito.



## **6. CONCLUSIÓN**

En cualquier sistema de medida es necesario evaluar las características o requisitos de la variable a medir de cara a elegir los instrumentos más acordes para optimizar el proceso. Los rangos de medición y frecuencia para cada parámetro son factores importantes que afectan al diseño de los componentes del instrumento o el tamaño físico de muchos sensores prohíbe la formación de una interfaz adecuada.

Hoy en día contamos con mucha variedad donde elegir y conocer cómo trabajan y en qué se diferencian nos ayudará a obtener un resultado satisfactorio. A lo largo del proyecto hemos visto sensores sensibles a la resistencia, a la temperatura, al sonido, a la capacidad etc... un motivo para elegir uno u otro es el entorno, normalmente no se utiliza un único instrumento en el paciente y la mayoría son de carácter eléctrico, un sensor de carácter inductivo puede verse afectado si está rodeado de campos magnéticos, trabajar en lugares con climatología muy extrema (mucho calor o mucho frío) puede que sensores sensibles a la temperatura pierdan eficiencia, trabajar en lugares con ruido etc.

Debemos tener en cuenta el rango de medición del instrumento, las magnitudes de las variables cambian dependiendo de la zona del cuerpo donde nos encontremos, por ejemplo, la actividad eléctrica cardiaca tiene magnitudes de milivoltios mientras que las cerebrales de microvoltios y es imprescindible que el instrumento llegue a leerlas.

Otros factores a tener en cuenta como ya comentamos, es la medición en partes de difícil acceso, sensores de contacto pueden no ser la mejor idea, en cambio un sensor por aire sí. Una alta respuesta en frecuencia ayudará a seguir la variable ante cambios rápidos.

El tratamiento de señales es una parte importante de los sistemas de instrumentación modernos para medir biopotenciales. Estas mediciones implican voltajes que a menudo se encuentran en niveles bajos, tienen altas impedancias de la fuente, o ambas cosas. Elementos como los amplificadores son necesarios para aumentar la intensidad de la señal. Una pequeña perturbación o alguna característica que no hayamos tenido en cuenta puede distorsionar la medida, el uso de elementos de protección, como los filtros o mallado en el cableado ayudará a evitarlas y conseguir el resultado deseado.

## **7. BIBLIOGRAFÍA.**

- Bowman, L. (1988). *Capacitive Sensors*. New York: Willey.
- Christensen, D. (1988). *Ultrasonic Bioinstrumentation*. New York: Wiley.
- Cobbold, R. (1974). *Transducers for biomedical measurements*. New York: John Wiley & Sons.
- Dechow, P. (2006). *Encyclopedia of Medical devices and Instrumentation*. New York: Wiley.
- Doebelin, E. (1990). *Measurements systems application and design*. New York: McGraw-Hill.
- Ferris, C. (1982). *Introduction to bioelectrodes*. New York: Plenum.
- Franco, S. (2002). *Design with operational amplifiers and analog integrated circuits*. New York: McGraw-Hill.
- Geddes, L. (1989). *Principles of applied biomedical Instrumentation*. New York: John Wiley & Sons.
- John, E. (2005). *Introduction to Biomedical Engineering*. San Diego: University Press.
- John, G. W. (1976). *Medical Instrumentation: Application and design*. New York: Wiley.
- Juan, R. Z. (1992). *Física e instrumentación médicas : instrumentación médica, instrumentación de la imagen, instrumentación terapéutica*. Ediciones Cientificas y Tecnicas, S. A.
- Juan, R. Z., & Manuel, G. P. (1977). *Física e instrumentación médicas. 1*. Sevilla: Publicaciones de la Universidad.
- Juan, R. Z., & Manuel, G. P. (1977). *Física e instrumentación médicas. 2*. Sevilla: Publicaciones de la Universidad.
- King, P. (2009). *Design of biomedical devices and systems*. Boca Raton: CRC Press.
- Leslie, A. (1991). *Handbook of Blood Pressure Measurement*. Humana Press.
- Lion, K. (1999). *Instrumentation in Scientific Research*. New York: McGraw-Hill.
- M.Forbes, G. J. (1992). Description and Clinical Evaluation. *J Arch Optical*.
- Menselson, Y. (1988). *Blood gas measurement*. New York: Wiley.
- Micky, B. (1998). *Introduction to Biomedical Equipment technology*. Upper Saddle River: Prentice Hall.
- R, S., & Raghbir, K. (2004). *Biomedical Instrumentation Technology And Applications*. Ohio: McGraw-Hill.
- Ramon, P. (2003). *Sensores y Acondicionadores de señal*. Barcelona: S.A. MARCOMBO.
- Ramon, P. A., & J, G. W. (1990). Composite Instrumentation Amplifier for Biopotentials. *Annals of Biomedical Engineering*.
- Ray, C. (1980). *Medical Engineering*. Chicago: Year Book.
- Robert, J. T. (1981). *Principles of biomedical instrumentation and monitoring*. New York: Reston.
- Scott, D. (1986). *Development phases for medical devices*. New York: Wiley.
- Shercliff, J. (1982). *The theory os eletromagnetic Flow Measurement*. Cambridge: University Press.
- Togawa, T. (1997). *Biomedical Transducers and Instruments*. Boca Raton: CRC Press.

Webster, J. G. (1990). *Electrical Impedance*. Bristol, England: Adam Hilger.

Webster.J.G. (2004). *Bioinstrumentation*. Hoboken: Wiley.