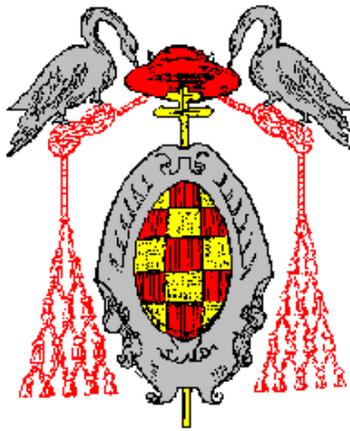


**UNIVERSIDAD DE ALCALÁ**  
**DEPARTAMENTO DE ELECTRÓNICA**

Ingeniería en Electrónica



Instrumentación Biomédica

**Tema 1**

**INTRODUCCIÓN Y CONCEPTOS BÁSICOS DE LA  
INSTRUMENTACIÓN BIOMÉDICA**

## **1.1.- INTRODUCCIÓN.**

La electrónica es la rama científico-técnica que ha hecho las aportaciones más espectaculares en la instrumentación biomédica en los últimos años. La aplicación de la electrónica a las diversas facetas de las ciencias biológicas y médicas ha dado lugar a la consolidación de una serie de disciplinas teóricas y tecnológicas que configuran el campo de la Bioelectrónica. Dicho campo abarca un amplio espectro de disciplinas tales como modelización de sistemas fisiológicos, estudio de señales bioeléctricas, instrumentación biomédica, medios de diagnóstico, monitorización y terapia, sistemas de ayuda funcional, diseño de prótesis electrónicas..etc.

La definición de "Bioingeniería" parte del prefijo "bio" que significa vida. La "Bioingeniería" puede subdividirse en diferentes áreas como la bioelectrónica o biomecánica. Luego puede observarse que la Bioelectrónica es la rama de la ingeniería electrónica que se aplica a los seres vivos en lugar de a los componentes físicos (electrónicos). La Bioinstrumentación obtiene medidas de variables fisiológicas de seres vivos para su posterior procesamiento y obtención de resultados que determinan el estado del mismo.

Para definir todos los términos relacionados con la bioingeniería, se han creado numerosas asociaciones profesionales tales como IEEE Engineering in Medicine and Biology Group, el ASME Biomechanical and Human Factors Division, la Instrument Society of America, el American Institute of Aeronautics and Astronautics y otras.

El "Subcommittee B (instrumentation) of the Engineers Joint Council Committee on Engineering Interactions with Biology and Medicine" es una comisión de ingenieros que se creó para definir la Bioingeniería. Entre sus recomendaciones cabe citar:

La Bioingeniería es la aplicación de los conocimientos adquiridos por la influencia mutua de la Ingeniería y la Biología de manera que ambas se puedan utilizar de forma más completa en beneficio del hombre.

La Bioingeniería tiene diferentes campos de aplicación que se definen a continuación: la ingeniería Biomédica es la aplicación de la ingeniería a la medicina, la ingeniería del Medio

Ambiente es la aplicación de los principios de la ingeniería al medio ambiente, la ingeniería Agrícola es la aplicación de estos principios a la producción biológica y acciones externas y ambientales que influyen en ella, la ingeniería de Factores Humanos que es la aplicación de la ingeniería, fisiología y psicología a la optimización de las relaciones hombre-máquina..etc.

Se denomina instrumento a cualquier dispositivo empleado para medir, registrar y/o controlar el valor de una magnitud que se desea observar. La instrumentación desde este punto de vista puede considerarse como la ciencia y tecnología del diseño y utilización de los instrumentos.

La instrumentación biomédica trata sobre los instrumentos empleados para obtener información a aplicar energía a los seres vivos, y también a los destinados a ofrecer una ayuda funcional o a la sustitución de funciones fisiológicas. Existen equipos o instrumentos para diagnóstico, monitorización, terapia, electrocirugía y rehabilitación.

Un problema importante en la ingeniería biomédica se refiere a la comunicación entre los profesionales de la ingeniería y los de la medicina. El lenguaje y "argot" del ingeniero y el médico son diferentes. Aunque es importante que el médico conozca suficiente terminología de ingeniería que le permita tratar problemas con el ingeniero, la carga de establecer la comunicación suele recaer sobre este último. El resultado es que el ingeniero o técnico deben aprender algunas nociones sobre anatomía y fisiología, de forma que ambas disciplinas puedan trabajar en armonía. Por otro lado, el médico suele ser un profesional de ejercicio libre mientras que el ingeniero suele ser un asalariado, dando origen ha una diferencia conceptual en el enfoque económico de forma que algunos médicos se resisten a considerar a los ingenieros como profesionales y tienden a situarlos en una posición de subordinación. Además los ingenieros suelen estar acostumbrados a las medidas cuantitativas precisas, basadas en principios teóricos y pueden encontrar poco prácticos los métodos utilizados por los médicos a menudo empíricos y cualitativos.

Dado que el desarrollo y utilización de la instrumentación biomédica debe ser un esfuerzo conjunto del ingeniero y el médico, se deben realizar los mayores esfuerzos por solucionar estos problemas de "comunicación"

El diseño de prototipos, desarrollo, fabricación y venta de nuevos equipos o instrumentos biomédicos es una tarea compleja, cara y que requiere de un proceso largo. No todos los prototipos de equipos pueden utilizarse y muy pocos llegan al mercado superando las pruebas y controles médicos y la burocracia.

En la actualidad, el desarrollo de nuevas ideas es bastante limitado y la mayor parte de los nuevos equipos se basan en productos evolucionados dando origen a un nuevo modelo de un equipo ya existente, aumentando las prestaciones y características del mismo. Un equipo nuevo se basa en un nuevo principio o concepto para solucionar un problema de forma más cómoda reemplazando métodos antiguos.

## **1.2.- ESTRUCTURA GENERAL DE UN SISTEMA DE INSTRUMENTACIÓN BIOMÉDICA.**

Todos los equipos o sistemas de instrumentación biomédica tienen un diagrama de bloques similar al de la figura 1.1. El flujo principal de información va del hombre al equipo. Los elementos mostrados por líneas discontinuas no son esenciales. La principal diferencia entre los sistemas de instrumentación biomédica y cualquier otro sistema de instrumentación convencional radica en que la fuente de las señales suelen ser seres vivos o energía aplicada a estos seres o tejidos vivos.

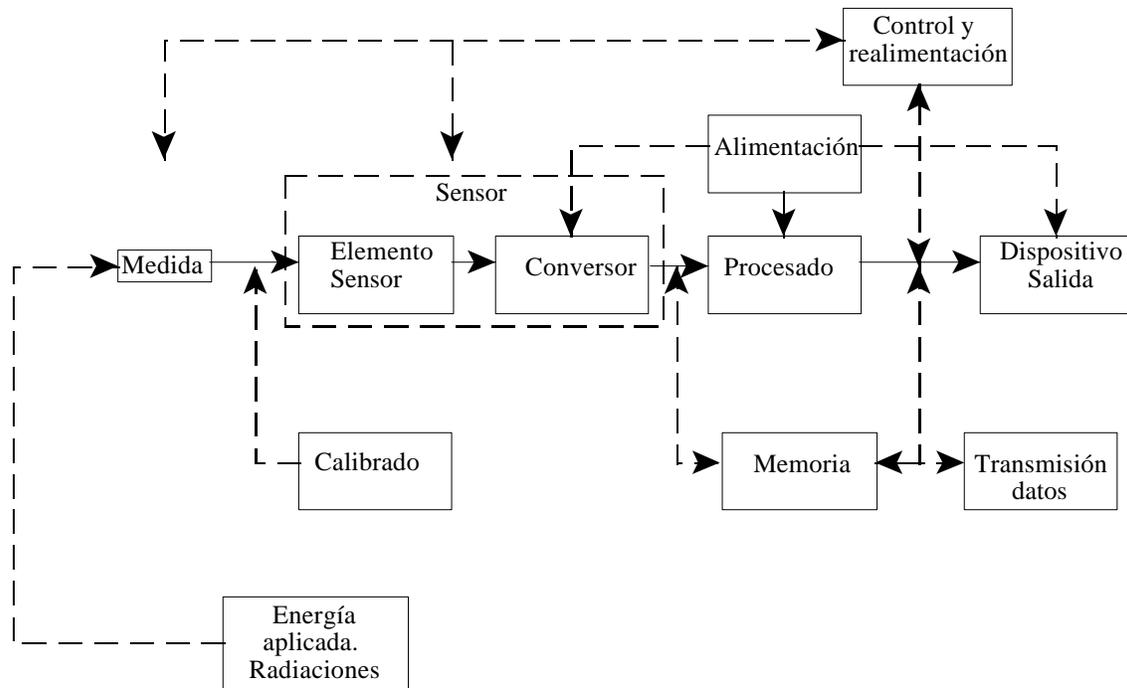


Figura 1.1.- Esquema general de un equipo de instrumentación biomédica.

Los principales bloques que componen un sistema de instrumentación biomédica son:

#### MEDIDA:

Es la magnitud física, propiedad o condición que el sistema mide. La accesibilidad a la medida es un parámetro a tener en cuenta ya que esta puede ser interna (presión de la sangre), puede medirse en la superficie del cuerpo (potenciales extracelulares como el electrocardiograma), puede emanar del cuerpo (radiaciones infrarrojas) o puede salir o derivarse de una muestra de tejido del cuerpo (sangre o una biopsia). Las medidas médicas más importantes pueden agruparse en las siguientes categorías: biopotenciales, presión, flujo, dimensiones (imagen), desplazamiento (velocidad, aceleración y fuerza), impedancia, temperatura y concentraciones químicas. Estas medidas pueden localizarse en un órgano concreto o por toda la estructura anatómica.

#### SENSOR:

Normalmente el término “transductor” se emplea para definir a aquellos dispositivos que convierten un forma de energía en otra. El término “sensor” se emplea para los dispositivos que convierten una medida física en una señal eléctrica. El sensor sólo debería responder a la forma

de energía presente en la medida que se desea realizar y excluir las demás. Además debe poseer una interfaz con el tejido o sistema vivo de forma que no interfiera en éste, debe de minimizar la energía extraída y ser lo menos invasivo posible. Muchos sensores constan de elementos sensores primarios como diafragmas, que convierte la presión en desplazamientos. Un elemento de conversión se encarga posteriormente de convertir esta magnitud en señales eléctricas como puede ser una galga que convierte el desplazamiento en tensión. Algunas veces, las características del sensor puede ajustarse para adaptarse a un amplio rango de sensores primarios. Otras veces se necesitan alimentaciones externas para alimentar estos sensores y obtener datos de salida de los mismos.

#### ACONDICIONAMIENTO DE LA SEÑAL:

Normalmente, la señal obtenida del sensor no puede aplicarse directamente al “display” o dispositivo de salida (pantalla, papel..etc). Un acondicionador simple puede amplificar, filtrar y adaptar la impedancia del sensor a la pantalla. A menudo, las señales de salida de los sensores se digitalizan y se procesan utilizando ordenadores o sistemas basados en microcontroladores. Por ejemplo, para compensar los errores de medida debidos a posibles ruidos aleatorios puede realizarse un promediado de esta señal.

#### DISPOSITIVO DE SALIDA:

El resultado del proceso de medida puede mostrarse de diferentes formas, pero es conveniente que estos resultados se muestren de la forma más sencilla y cómoda de interpretar por parte del operador humano. En función del tipo de medida y cómo el operador humano va a utilizarla, los resultados pueden representarse por medio gráficos o datos numéricos, de forma continua o discreta, de manera temporal o permanente. Aunque la mayoría de los dispositivos de salida dan una información visual, existen equipos que pueden generar otro tipo de informaciones (pitidos, diferentes sonidos..etc.).

#### ELEMENTOS AUXILIARES:

Existen diferentes elementos auxiliares que pueden implementar en el equipo de medida. Puede utilizarse una señal de calibrado para calibrar los resultados. Puede introducirse realimentaciones de las señales de salida para controlar diferentes aspectos del equipo o ajustar diferentes parámetros del sensor. El control y el sistema de realimentación puede ser automático

o manual. Los datos pueden almacenarse en memorias en función de las condiciones de trabajo. Existen sistemas de seguridad que alertan ante posibles riesgos por parte del sujeto. También pueden existir equipos de telemetría que envían datos a terminales remotos para su posterior procesamiento.

### **1.2.1.- CARACTERÍSTICAS DE LA INSTRUMENTACIÓN BIOMÉDICA.**

La fuente de las señales medidas con la instrumentación biomédica son los tejidos vivos o energía aplicada a éstos. Esta circunstancia condiciona los métodos de medida aplicables y los sensores o transductores a utilizar. Para ello deben cumplirse los siguientes requisitos:

1. La acción de medir no debe alterar la magnitud medida. Dicha alteración puede producirse como resultado de una interacción física (directa), bioquímica, fisiológica o psicológica. Lo ideal sería que las medidas se realizasen de una forma no invasiva y sin contacto pero esto no es posible en todos los casos. Además, el mero conocimiento de que se está realizando un medida puede provocar reacciones en el paciente que distorsionan completamente los resultados.
2. Hay que garantizar la seguridad del paciente. La acción de medir no debe poner en peligro innecesariamente la vida del paciente. Ante la inaccesibilidad de muchas medidas se recurre a medidas indirectas en las cuales se sensa otra magnitud relacionada con la deseada (por ejemplo, para medir la presión sanguínea suele sensarse la variación de volumen de un miembro cuando la atraviesa la sangre utilizando técnicas de pletismografía). Si la variable medida es el resultado de aporte de energía al tejido vivo, hay que respetar los límites aceptados como seguros (radiografía). La seguridad también exige que los sensores sean de fácil esterilización o de “usar y tirar “ y no posean recubrimientos agresivos que puedan provocar reacciones al entrar en contacto con el paciente.
3. Considerando el entorno de trabajo donde se van a ubicar los equipos, éstos deben ser robustos, fiables y de fácil calibración.

Otra característica que diferencia a la instrumentación biomédica de la industrial es que las variables biomédicas rara vez son determinísticas y éstas varían enormemente de unas personas a otras. También es habitual, que en una medida de una señal biológica influyan otras señales que

constituyen una interferencia (estas interferencias pueden deberse a otras variables fisiológicas o propias del equipo de medida). Su supresión es uno de los objetivos fundamentales en el diseño de un sistema de medida utilizándose para ello las técnicas habituales en instrumentación.

### **1.3.- MODOS DE FUNCIONAMIENTO ALTERNATIVOS.**

#### **1.3.1.- MODO DE ADQUISICIÓN DIRECTO-INDIRECTO.**

A menudo, la medida de la magnitud deseada puede obtenerse directamente por el sensor puesto que ésta es accesible. Este modo de adquisición se denomina modo directo. Cuando la medida no es accesible, se utiliza el modo indirecto que se basa en obtener medidas relacionadas con la deseada. Como ejemplo de medida directa puede citarse el registro del electrocardiograma por medio de electrodos superficiales y como medida indirecta el volumen de sangre por minuto que bombea el corazón.

#### **1.3.2.- MODO DE ADQUISICIÓN CONTINUO-MUESTREADO.**

Algunas medidas, como por ejemplo, la temperatura corporal o la concentración de iones, varían lentamente en el tiempo, de forma que pueden adquirirse o muestrearse a intervalos grandes de tiempo. Otras magnitudes o medidas, como el electrocardiograma o flujo sanguíneo requieren una monitorización continua. Por lo tanto, la frecuencia de la señal que se desea medir, el objetivo de la medida, el estado del paciente influyen en el diseño del sistema de adquisición de datos.

#### **1.3.3.- SENSORES GENERADORES Y MODULADORES.**

Los sensores generadores producen una señal de salida directamente de la señal medida, mientras que los moduladores utilizan la medida obtenida para variar el flujo de energía de una fuente externa de forma que varía la salida del sensor. Por ejemplo, una célula fotovoltaica es un sensor generador puesto que proporciona una tensión relacionada con la radiación luminosa recibida, sin embargo, una célula fotoconductiva es un sensor modulador ya que para medir los cambios

de su resistencia en función de la radiación recibida debe aplicarse una energía externa (tensión) al sensor.

### **1.3.4.- MODO DE ADQUISICIÓN ANALÓGICO Y DIGITAL.**

Las señales que transportan la información medida pueden ser analógicas (señal continua que puede tomar cualquier valor dentro de un rango) o digitales (sólo puede tomar un número finito de valores dentro del rango). Normalmente los sensores funcionan en modo analógico aunque también existen el modo digital. En los últimos años, ha aumentado el uso de sistemas que trabajan en modo digital (ordenadores) con lo que se utilizan convertidores analógico-digital y digital-analógico como interfaces entre los sensores y dispositivos de salida analógicos y los procesadores digitales.

Las ventajas del modo digital incluyen mayor precisión, repetitibilidad, fiabilidad e inmunidad a ruidos. Los dispositivos de salida digitales se van imponiendo a los analógicos, si bien en muchas aplicaciones se prefieren los analógicos cuando hay que determinar si la variable medida está dentro de unos límites y ésta varía rápidamente como el latido del corazón. En este caso, la representación digital cambia los números tan rápidamente que no pueden casi apreciarse.

### **1.3.5.- MODO DE TRABAJO EN TIEMPO REAL - TIEMPO RETARDADO.**

Los sensores deben adquirir las señales en tiempo real. La salida de los sistemas de salida puede no mostrar los resultados inmediatamente puesto que se puede requerir diferentes procesos o transformaciones para obtenerlos. A menudo, estos retardos en presentar los resultados pueden admitirse a no ser que se requiera una realimentación o control urgente de una tarea en función de la salida.

#### 1.4.- RESTRICCIONES EN LAS MEDICIONES.

La instrumentación biomédica se diseña para medir diversos parámetros físicos y fisiológicos. El rango de frecuencias y valores del parámetro a medir son los principales factores que deben tenerse en cuenta a la hora de diseñar un sistema (Figura 1.1). Un resumen de los principales parámetros, y sus valores estándar pueden observarse en la tabla 1.1.

Parámetro o técnica de medida	Rango de medida	Frecuencia señal	Método o sensor estándar
Balístocardiografo (BCG)	0-7 mg 0-100 $\mu\text{m}$	dc-40 dc-40	Acelerómetro Galga extensiométrica Desplazamiento (LVDT)
Presión Bladder	1-100 cm H <sub>2</sub> O	dc-10	Galga extensiométrica Manómetro
Presión de la sangre	1-300 ml/s	dc-20	Flujometro (electromagnético o ultrasonidos)
Presión arterial de la sangre	1-400 mm Hg	dc-50	Galga extensiométrica Manómetro
Presión venosa de la sangre	0-50 mm Hg	dc-50	Galga extensiométrica Oscultación, Cuff
pH sangre	6,8-7,8 pH	dc-2	Electrodos específicos
volumen/minuto	4-25 litros/minuto	dc-20	Tinte, Flujometro
Electrocardiograma (ECG)	0.5-4 mV	0.01-250	Electrodos superficiales
Electroencefalograma (EEG)	5-300 $\mu\text{V}$	dc-150	Electrodos en el cuero cabelludo
Electromiograma (EMG)	0.1-5 mV	dc-10.000	Electrodos de aguja
Electrooculograma (EOG)	50-3500 $\mu\text{V}$	dc-50	Electrodos de contacto
Electroretinograma (ERG)	0-900 $\mu\text{V}$	dc-50	Electrodos de contacto
Respuesta galvánica de la piel (GSR)	1-500 K $\Omega$	0,01-1	Electrodos de piel
pH gástrico	3-13 pH unidad	dc-1	Electrodo de pH Electrodo de antimonio
Presión gastrointestinal	0-100 cm H <sub>2</sub> O	dc-10	Galga extensiométrica Manómetro
Fuerza gastrointestinal	1-50 g	dc-1	Desplazamiento
Potenciales nerviosos	0,01-3 mV	dc-10.000	Electrodos de aguja o superficiales
Fonocardiograma	rango dinámico de 80dB, umbral 100 $\mu\text{Pa}$	5-2000	Micrófono

Pletismógrafo (cambio volumen)	En función del órgano medido	dc-30	Desplazamiento de cámara o cambio de impedancia
Flujo de aire Neumotacografía	0-600 litros/minuto	dc-40	Neumotacógrafo y presión diferencial
Ratio de respiración	2-50 por minuto	0,1-10	Galga extensiométrica Termistor nasal
Temperatura corporal	32-40 °C	dc-0.1	Termistores Termopares

Tabla 1.1.- Rango y frecuencia de parámetros fisiológicos.

Muchas variables importantes de los sistemas fisiológicos no pueden obtenerse directamente y sin daño para el sujeto puesto que son inaccesibles y deben obtenerse por medio de medidas indirectas.

Las variables medidas en el cuerpo humano rara vez son determinísticas. Sus magnitudes varían con el tiempo, incluso teniendo controladas todas las variables que pueden aceptarle. La mayoría de las medidas biomédicas varían ampliamente entre diferentes pacientes normales, incluso en condiciones similares de medida. Existen numerosos lazos de realimentación entre diferentes variables fisiológicas y todavía muchos de ellos no se conocen suficientemente. El método más común para asumir esta variabilidad de las medidas y poder compararlas con otras es utilizar funciones de distribución estadísticas y probabilísticas.

Hoy en día, todas las medidas biomédicas dependen de alguna forma de energía que se aplica al tejido vivo o de alguna energía que modifica el funcionamiento del sensor. Por ejemplo, los rayos X o imágenes por ultrasonidos dependen de energía aplicada externamente que interactúa sobre el tejido vivo. Los niveles de seguridad de estas energías son difíciles de establecer ya que muchos mecanismos que provocan daños a los tejidos no se comprenden en la actualidad muy bien.

El funcionamiento de los instrumentos en entornos médicos impone restricciones muy importantes. El equipo debe ser seguro, de fácil manejo y capaz de soportar golpes y exposiciones a productos químicos. El equipo electrónico debe diseñarse para minimizar los riesgos de electroshock. La seguridad de los pacientes y del personal sanitario debe tenerse en cuenta en todas las fases del diseño y testeado de los equipos. Existen numerosas reglamentaciones que vigilan la seguridad de los dispositivos o equipos destinados a uso humano.

### **1.5.- CLASIFICACIÓN DE LA INSTRUMENTACIÓN BIOMÉDICA.**

El estudio de la instrumentación biomédica puede realizarse al menos desde cuatro puntos de vista. Las técnicas utilizadas para obtener la medida biomédica pueden clasificarse en función de la magnitud que se sensa, como puede ser la presión, flujo o temperatura. Una ventaja de este tipo de clasificación es que pueden compararse fácilmente diferentes métodos de medir un determinado parámetro.

Una segunda clasificación se basa en el principio de transducción, tales como resistivo, inductivo, capacitivo, ultrasonidos o electroquímicos.

Las técnicas de medida pueden estudiarse separadamente para cada sistema fisiológico: sistema cardiovascular, respiratorio, nervioso..etc. De esta forma, pueden aislarse diferentes parámetros para cada área específica. pero normalmente se solapan diferentes magnitudes medidas y principios de transducción, es decir, puede medirse la misma magnitud o parámetro en varios sistemas fisiológicos.

Por ultimo, los instrumentos biomédicos pueden clasificarse en función de la especialidad médica o clínica donde se utilice. Ejemplos de esta clasificación es la instrumentación destinada a pediatría, obstetricia, cardiología o radiología..etc.

### **1.6.- CARACTERÍSTICAS ESTÁTICAS GENERALES DE LOS EQUIPOS DE INSTRUMENTACIÓN BIOMÉDICA.**

Cuando se desea adquirir equipos comerciales de instrumentación biomédica es necesario comparar y evaluar los diferentes equipos disponibles en el mercado en función de criterios cuantitativos. Estos criterios deben especificar y dar a conocer de una forma clara las prestaciones del equipo y la calidad de éste. Deben tenerse en cuenta el rango de las magnitudes a medir y la dependencia de las señales de salida respecto de posibles interferencias en el equipo. Las características del funcionamiento del equipo pueden dividirse en dos grandes bloques en función de la frecuencia de la señal de entrada.

Las características estáticas del instrumento describen el funcionamiento y prestaciones de éste para corriente continua o señales de entrada de baja frecuencia. Las propiedades de la señal de salida para un amplio rango de valores de entrada constantes determinan la calidad de la medida, incluyendo los efectos de no-linealidad. Algunos sensores e instrumentos, como los sensores o dispositivos piezoeléctricos solo responden a señales variables y no tienen características estáticas.

### EXACTITUD

La exactitud de una única medida es la diferencia entre el valor real y el valor medido dividido por el valor real. Este ratio normalmente se expresa en tanto por ciento. Debido a que el valor real generalmente no puede disponerse (recuerdese que las medidas o magnitudes biomédicas rara vez son determinísticas) se acepta como valor real un valor de referencia.

$$exactitud = \frac{valor\_real - valor\_medido}{valor\_real}$$

La exactitud varía en función del rango y la frecuencia de la magnitud a medir. Puede expresarse como porcentaje de la magnitud medida ( $\pm 0.01\%$  del valor medido), porcentaje a fondo de escala ( $\pm 0.015$  a fondo de escala) o  $\pm$  número de dígitos ( $\pm 1$  dígito).

### PRECISIÓN

La precisión de una medida determina el número de dígitos válidos en una medida realizada. Por ejemplo, una medida de 2,434 V es más precisa que una medida de 2.43 V. Una medida de alta precisión no significa necesariamente alta exactitud, por lo tanto, la precisión no puede considerarse como un parámetro válido para comparar diferentes equipos.

## RESOLUCIÓN

La resolución representa el incremento más pequeño de la magnitud de entrada que puede medirse con certeza.

## REPRODUCTIBILIDAD.REPITITIVIDAD

La repititividad o reproductivilida de un medida es la capacidad de un instrumento de obetner la misma salida para la misma entrada aplicada en instantes de tiempo diferentes. Esta característica no implica exactitud de la medida.

## CONTROL ESTÁTICO

La exactitud de un equipo depende de muchos parámetros, y debe tenerse en cuenta el entorno de trabajo y el modo de uso del mismo. Este control asegura que variaciones aleatorias en las medidas entran dentro de una determinada tolerancia y por lo tanto pueden admitirse. Los ruidos o errores sistemáticos pueden eliminarse facilmente mediante un proceso de calibracion o corrigiendo algunos factores, sin embargo, las variaciones aleatorias tienen una solución más complicada. Los equipos de medida pueden introducir errores estáticos que provocan que la salida no se pueda repetir. Si este problema no puede solucionarse (eliminar ruidos sistemáticos) debe realizarse un estudio del sistema para determinar la posible variación del error. De esta forma, el valor real puede estimarse utilizando diversas técnicas como el promediado o tecnicas de estimación.

## SENSIBILIDAD

La sensibilidad estática de un instrumento o sistema representa el incremento que sufre la señal de salida ante un incremento de la magnitud de entrada. La sensibilidad generalmente no es constante aunque puede considerarse constante para determinados intervalos de la señal de entrada (Figura 1.2)

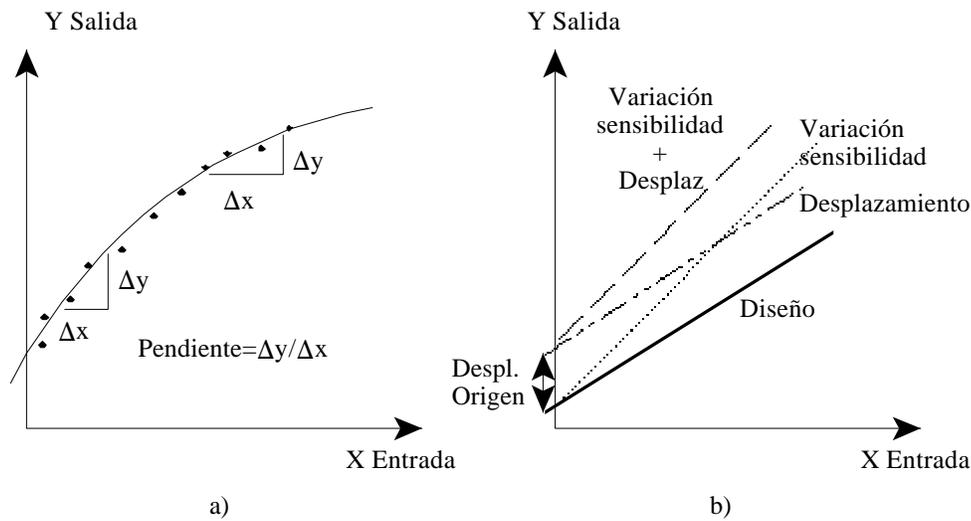


Figura 1.2.- a) Sensibilidad. b) Variación de la respuesta.

#### DESPLAZAMIENTO DEL ORIGEN

Las interferencias o variaciones de los parámetros del sistema pueden afectar a la curva de calibración en estática vista en la figura 1.2. El desplazamiento del origen ocurre cuando todos los valores o magnitudes medidas se ven incrementadas o decrementadas en una misma cantidad (valor absoluto). En este caso no se producen variaciones en la pendiente de la curva por lo que no se producen variaciones en la sensibilidad del equipo. Entre las causas que pueden provocar un desplazamiento del origen se puede citar: fabricación defectuosa, variaciones de la temperatura ambiente, derivas de los componentes electrónicos empleados, histéresis, posibles vibraciones..etc. Un ejemplo de desplazamiento del origen sería una posible variación de la tensión de offset dc de los electrodos en un electrocardiograma (figura 1.3). Las variaciones lentas de este potencial no serían problema puesto que los electrocardiografos eliminan la componente continua, sin embargo, variaciones rápidas de esta señal debidas a movimientos del paciente pueden provocar desplazamientos en la señal de salida.

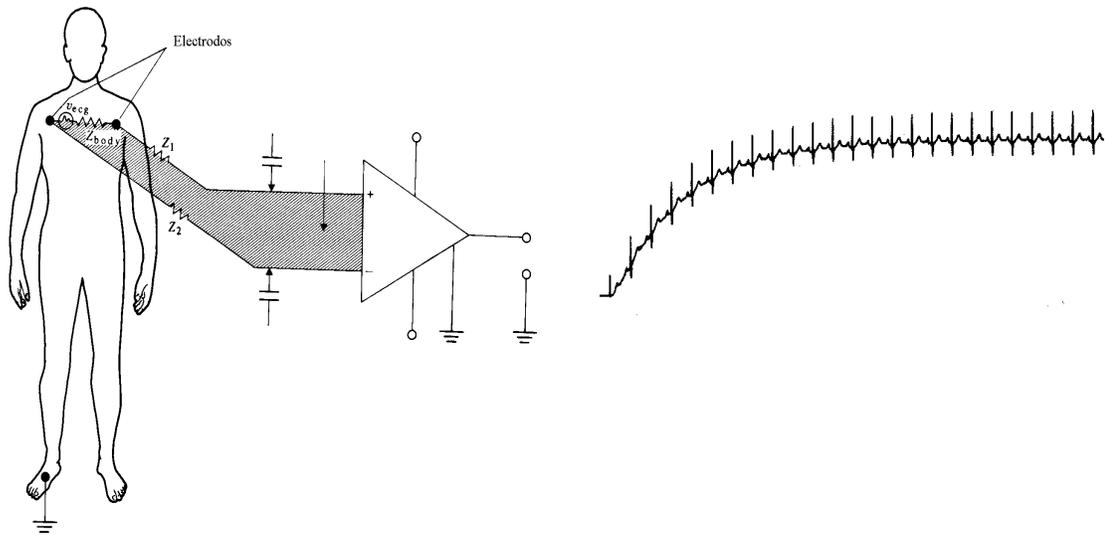


Figura 1.3.- Desplazamiento de la señal.

### DERIVA DE LA SENSIBILIDAD

Se produce un desplazamiento o deriva de la sensibilidad cuando la pendiente de la curva cambia debido a interferencias o variaciones de las entradas. Esta variación introduce un error que es proporcional a la magnitud de la entrada. La pendiente puede incrementarse o decrementarse como se observa en la figura 1.3.b. Esta deriva puede deberse a tolerancias de los componentes, variaciones en las alimentaciones, no-linealidad de los componentes, cambios en la temperatura ambiente y presión. Como ejemplo puede citarse variaciones en la ganancia de los amplificadores del ECG debidas a flucturaciones de la alimentación o cambios de temperatura.

### LINEALIDAD

Un sistema o elemento es lineal si cumple la propiedad de la linealidad. Esta propiedad establece:

$$\begin{aligned}x_1 &\rightarrow y_1 \\x_2 &\rightarrow y_2 \\x_1 + x_2 &\rightarrow y_1 + y_2 \\K_1 \cdot x_1 + K_2 \cdot x_2 &\rightarrow K_1 \cdot y_1 + K_2 \cdot y_2\end{aligned}$$

Donde “x” representan las entradas al sistema e “y” las salidas, siendo “K” constantes.

## RANGOS DE ENTRADA

Los rangos de entrada del equipo determinan las magnitudes que pueden medirse. Normalmente, el valor máximo del rango de entrada determina la máxima entrada que puede introducirse en el equipo o sensor sin que este sufra daños. También debe tenerse en cuenta que en condiciones de almacenamiento o cuando no se usa, las magnitudes del entorno o ambientales no deben superar estos valores puesto pueden dañar al equipo. Los rangos no tienen porque ser simétricos.

## IMPEDANCIA DE ENTRADA

El concepto de impedancia debe tenerse en cuenta puesto que la mayoría de los sensores biomédicos e instrumentos convierten magnitudes no eléctricas en tensiones o corrientes. Por este motivo debe evaluarse el grado en que estos equipos provocan perturbaciones en la magnitud medida. Interesa que esta perturbación sea la menor posible y para ello normalmente se requiere que los equipos de medida tengan impedancias de entrada lo más grandes posibles.

## **1.7.- CARACTERÍSTICAS DINÁMICAS GENERALES DE LOS EQUIPOS DE INSTRUMENTACIÓN BIOMÉDICA.**

La presencia en equipos de instrumentación de elementos que almacenan energía, hace que la magnitud de la entrada varía con el tiempo y la evolución de la salida no es simultánea. Todo esto se traduce en un error dinámico y en retardo. De esta forma, aunque no existan errores estáticos, existen errores entre el valor obtenido como resultado de la medida y el verdadero valor de la entrada, por el hecho de ser ésta variable con el tiempo.

Para conocer el error dinámico y la velocidad de respuesta de un sensor, transductor o equipo de instrumentación, conviene describirlo mediante un modelo matemático simple. Para ello se utiliza la teoría de sistemas lineales, invariantes en el tiempo y el uso de diagramas de bloques.

Las características dinámicas de un sistema, equipo o sensor pueden obtenerse a partir de su función de transferencia obtenida de la ecuación diferencial que modela su comportamiento. Según el orden de esta ecuación, se puede hablar de equipos o sensores de orden cero, de primer orden o segundo orden. No suelen utilizarse modelos de ecuaciones diferenciales de orden superior.

Un sistema de orden cero es aquel cuya salida está relacionada con la entrada mediante una ecuación del tipo:

$$y(t) = K \cdot x(t)$$

Su comportamiento se mantiene constante con independencia de la frecuencia de la entrada, de modo que su error dinámico como su retardo son nulos (figura 1.4).

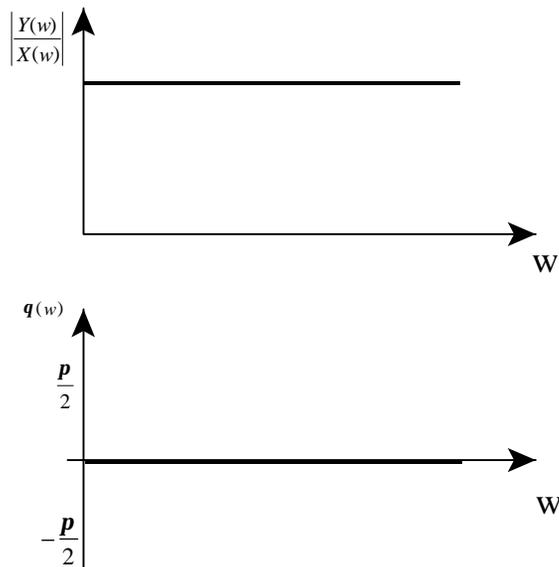


Figura 1.4.- Función de transferencia de un sistema de orden cero.

Un sistema se dice que es de primer orden si hay un elemento que almacena energía y otro que la disipa. La relación entre la entrada  $x(t)$  y la salida  $y(t)$  viene dada por la ecuación:

$$\frac{dy(t)}{dt} + a \cdot y(t) = b \cdot x(t)$$

Cuya función de transferencia correspondiente es:

$$\frac{Y(jw)}{X(jw)} = \frac{K}{1 + jw\tau}$$

Donde  $K = b/a$ , es la denominada sensibilidad estática y  $\tau = 1/a$  se conoce como constante de tiempo del sistema. La figura 1.5 muestra la función de transferencia de un sistema de primer orden.

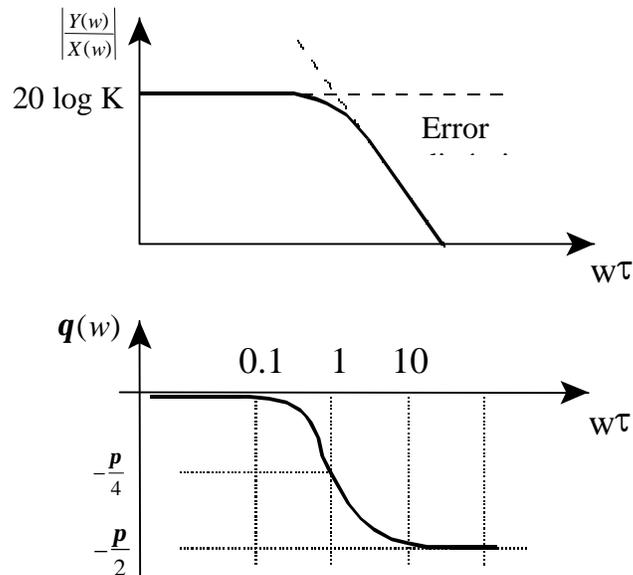


Figura 1.5.- Función de transferencia de un sistema de primer orden.

Un sistema de segundo orden incluye dos elementos que almacenan energía y otros que disipan energía. La relación entre la salida y la entrada responde a una ecuación diferencial de segundo orden:

$$\frac{Y(jw)}{X(jw)} = \frac{K}{1 + (2 \cdot \zeta \cdot w / w_n) + (jw / w_n)^2}$$

Donde K es la sensibilidad estática,  $\zeta$  es el denominado coeficiente de amortiguamiento. En la figura 1.6 se obtiene la función de transferencia de un sistema de segundo orden.

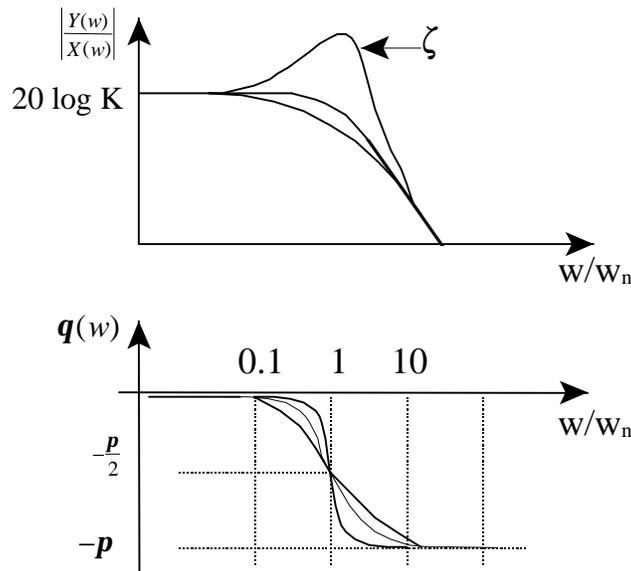


Figura 1.6.- Función de transferencia de un sistema de segundo orden.

### **1.8.- CRITERIOS DE DISEÑO.**

Son muchos los factores que afectan al diseño de instrumentos biomédicos. Los factores que imponen restricciones en el diseño de estos equipos dependen del tipo de instrumento a desarrollar. Sin embargo, existen algunos requisitos que pueden generalizarse y responden a diversas categorías como señales utilizadas, entorno de trabajo, factores económicos y médicos. Dichos factores pueden observarse en la figura 1.7.

Conviene resaltar que cada tipo de sensor determina el equipo de procesamiento de la señal, por lo tanto, las especificaciones de los instrumentos deben incluir bastantes más cosas que el tipo de sensor a emplear. Para obtener el diseño final, deben establecerse ciertos compromisos entre las especificaciones que se desean obtener. Posibles cambios de componentes o forma de interactuar o interconectarse entre ellos, conlleva generalmente una revisión completa del diseño sobre todo en equipos complejos. Un buen diseño, suele ser el resultado de muchas horas de trabajo y de compromisos establecidos en el desarrollo del equipo.

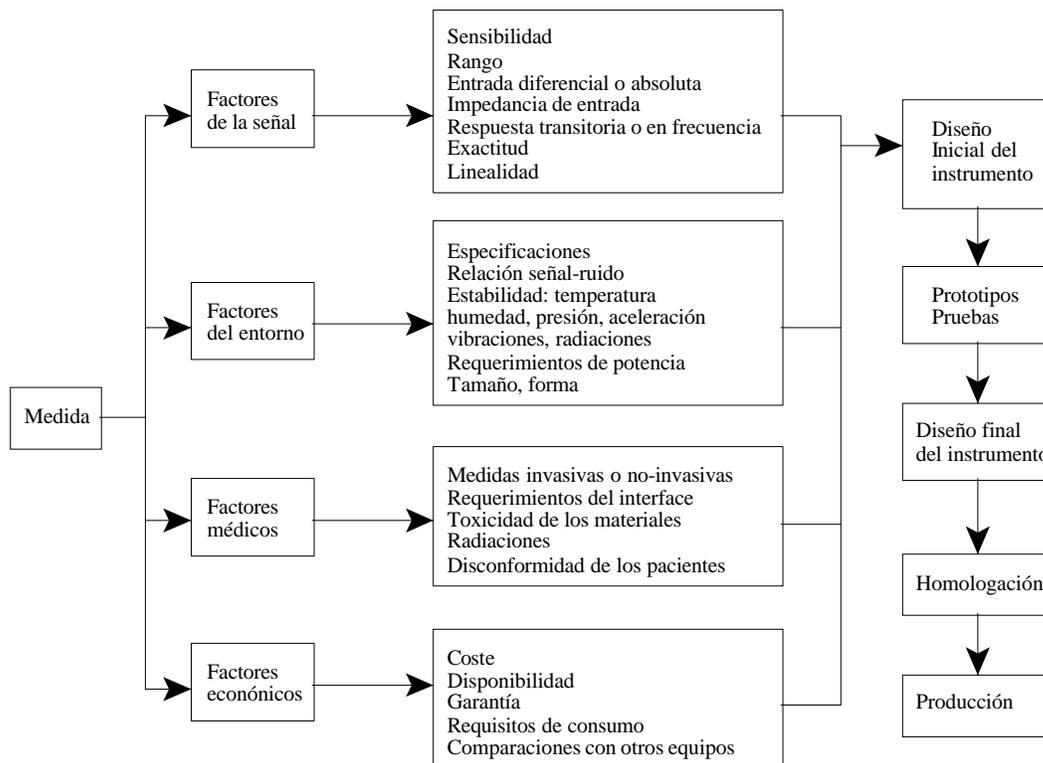


Figura 1.7.- Proceso de diseño de instrumentos biomédicos

## 1.9.- PROCESO DE DESARROLLO COMERCIAL DE LA INSTRUMENTACIÓN BIOMÉDICA.

El desarrollo de un instrumento comercial requiere de diversas fases, aumentando el tamaño del equipo necesario a medida que el proyecto progresa. La idea original a menudo surge de personas que trabajan en clínicas u hospitales y observan las necesidades clínicas. Los médicos, enfermeras, ingenieros clínicos o personal de ventas son los principales generadores de ideas. Los ingenieros industriales y personal de mercado pasan tiempo en los hospitales observando el funcionamiento de sus productos y posibles mejoras en el entorno de trabajo. La mayoría de las compañías disponen de varias personas que se encargan de presentar y evaluar nuevas ideas y es fundamental que la persona que quiere proponer una nueva idea pueda ponerse en contacto con otra que sea capaz de entenderla y pueda analizarla mediante un estudio detallado. También debe tenerse en cuenta la protección de las ideas mediante patentes o derechos.

Al principio la idea puede no estar bien definida y se necesita un análisis profundo para describir las características del producto y sus necesidades médicas, la técnica empleada y posibles líneas de productos y de ventas. Este estudio incluye necesidades médicas, indicaciones de pacientes, indicaciones de personal sanitario y las especificaciones de como, cuando, y por quien debe utilizarse el equipo. Al mismo tiempo debe incluirse una descripción de la tecnología necesaria, posibles mejoras o modificación de componentes, sistemas necesarios de análisis y una estimación preliminar del coste final del producto.

En un primer paso, debe diseñarse y contruirse un prototipo del equipo y probar sus cualidades. Una vez el prototipo se ha testeado y los resultados son satisfactorios puede diseñarse el producto final.

Las especificaciones del producto deben contener una descripción de las características del mismo. Deben incluirse características de rendimiento, interface con el usuario, posibles pruebas o test en el entorno de trabajo, e incluso tamaño, peso y color del instrumento. Con todos estos datos ya puede abordarse la fabricación de los equipos en cadena.

### **1.10.- ESPECIFICACIONES GENERALES DE LOS EQUIPOS.**

En este apartado se exponen algunas de las especificaciones más usuales de los equipos de instrumentación.

#### **ESPECIFICACIONES DEL SENSOR Y DE ENTRADA**

- Medida: magnitud física, propiedad o condición que se mide.
- Medida diferencial o absoluta: cuando la medida se realiza de forma difereencial o unipolar.
- CMRR (rechazo al modo comun): Establece la relación entre la ganancia diferencial y la ganancia en modo comun.
- Rangos de funcionamiento: Valores de la señal de entrada posibles. El ajuste de determinados sensores pueden requerir cambios o ajustes mecánicos.
- Rangos de sobrecarga: Posibles valores de la entrada que pueden tolerarse si dañar el equipo.

- Tiempo de recuperación de sobrecarga
- Sensibilidad: indica la variación de la salida ante variaciones de la entrada.
- Impedancia de entrada.
- Principio del sensor: indica en principio de funcionamiento del sensor para captar la magnitud a medir.
- Tiempo de respuesta: El tiempo de respuesta, el coeficiente de amortiguamiento y la frecuencia natural o de resonancia deben tenerse en cuenta en equipos o instrumentos que respondan a ecuaciones de primer, segundo orden o superiores.
- Respuesta en frecuencia: La distorsión de fase o de amplitud es otro factor a tener en cuenta en función de las frecuencias de las señales que se desean medir.
- Excitación del sensor: Debe especificarse los requisitos de alimentación del sensor y el modo y magnitud necesaria para excitarlo y obtener una medida.
- Aislamiento: Deben especificarse el aislamiento eléctrico u otros métodos de seguridad del equipo.
- Dimensiones físicas: El tamaño, modo de acoplamiento del sensor primario al equipo pueden resultar parámetros de gran interés para realizar las medidas correctamente.
- Cuidado y manejo especial: Algunos sensores pueden dañarse fácilmente por lo que se especifican algunas condiciones de manejo o mantenimiento del mismo.

#### ESPECIFICACIONES DE PROCESADO DE LA SEÑAL

- Método de procesamiento: Los métodos y la teoría de funcionamiento deben explicarse. Los circuitos electrónicos y el análisis y procesamiento que sufre la señal deben describirse con detalle. Pueden expresarse por medio de funciones de transferencia.
- Compensaciones o correcciones: Pueden requerirse ajustes o compensaciones de falta de linealidad de los sensores pero deben especificarse de forma clara.
- Supresión del cero: Consiste en el ajuste del offset de los amplificadores para compensar los desplazamientos de la señal.
- Filtrado: Pueden realizar diversos filtrados en función de la banda de frecuencia que se desea procesar o eliminar.

## ESPECIFICACIONES DE SALIDA

- Valores de salida: Es el margen de valores de salida que puede representar el dispositivo de salida (pantalla, carro de cinta..etc).
- Rango de salida: Rango de valores de salida donde el funcionamiento es lineal y no se produce saturación.
- Potencia de salida: Representa la máxima potencia que se puede aplicar a una carga para un valor específico de ésta.
- Impedancia de salida:
- Velocidad de representación: Representa la velocidad para representar datos del dispositivo de salida o pantalla.
- Tiempo de salida: Para equipos que no trabajan en tiempo real, determina el tiempo que tarda el procesar una señal.
- Interface: modo de transmisión o comunicación (RS-232, IEEE488).

## FIABILIDAD Y POSIBLES ERRORES

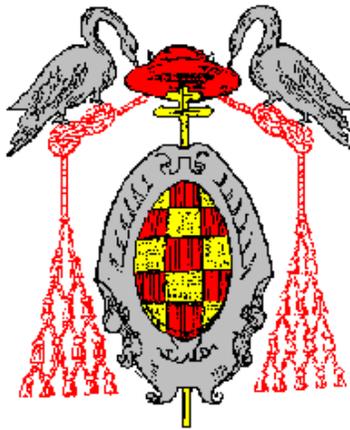
- Exactitud: Da idea del mayor error entre el valor real y el valor medido.
- Repetibilidad: Posibles variaciones de la salida ante la misma entrada en diferentes instantes de tiempo.
- No-linealidad: Desviación del modo de funcionamiento lineal.
- Susceptibilidad a interferencia: sensibilidad del instrumento a interferencia y variaciones de las señales de entrada.
- Relación señal/ruido: Es la relación entre el valor de la señal (de pico o rms) y el ruido.
- Estabilidad: Determina posibles derivas del instrumento en función del tiempo, temperatura, humedad..etc.
- Modo funcionamiento: Mínimas condiciones que deben cumplirse para que el equipo funcione correctamente o que las especificaciones no se vean profundamente alteradas.
- Fiabilidad: Establece la fiabilidad del equipo y suele expresarse por medio del tiempo medio entre fallos (MTBF).

## ESPECIFICACIONES FÍSICAS Y DIVERSAS

- Requisitos de alimentación: Tensiones, frecuencia..etc.
- Circuitos de protección: Fusibles, diodos, aislantes.
- Codigos y regulaciones.
- Requisitos del entorno: Temperatura, humedad, altitud, radiaciones, sustancias corrosivas.
- Conexiones eléctricas y mecánicas: Compatibilidad con otros instrumentos.
- Montaje: Establece si el equipo se monta solo o en “rack”.
- Dimensiones.
- Peso.
- Materiales de construcción.
- Accesorios y opciones.
- Material fungible: Establece requisitos de materias fungible o consumible: paper, gel para ultrasonidos, electrodos, productos químicos..etc.
- Condiciones de entrega: Tiempo y plazos.
- Garantía.
- Coste.

**UNIVERSIDAD DE ALCALÁ**  
**DEPARTAMENTO DE ELECTRÓNICA**

Ingeniería en Electrónica



Instrumentación Biomédica

**Tema 2**

**SEGURIDAD ELÉCTRICA**

## 2.1.- INTRODUCCIÓN

La tecnología médica ha aumentado considerablemente la seguridad de los equipos y ha reducido los riesgos debidos al manejo y utilización. En la actualidad, en las aplicaciones médicas los niveles de seguridad que deben reunir los sistemas de instrumentación están normalizados. Resulta obvio que no puede asegurarse un riesgo nulo en el uso del equipo, sin embargo, una adecuada utilización de los mismos por usuarios instruidos minimiza los riesgos eléctricos y aumenta la seguridad del paciente.

De todas formas, el aumento de la complejidad de los dispositivos médicos y su manejo provoca un número considerable de daños a pacientes. La mayoría de estos daños se pueden atribuir a un uso inadecuado del equipo o falta de experiencia en su manejo. Por lo tanto, suponiendo que el equipo puede fallar, deben desarrollarse sistemas de seguridad lo más fiables posibles.

En este tema se pretende dar una visión del problema de la seguridad eléctrica, estudiando de qué forma condiciona el diseño del equipo. De hecho, los pacientes de un hospital bajo ciertas condiciones pueden ser más susceptibles al peligro de la corriente eléctrica que una persona en su caso o trabajo, por lo que deben tomar precauciones especiales en los equipos o instrumentos médicos. Las condiciones bajo las que se presentan dichos problemas son difíciles de percibir por lo que hay que extremar las precauciones. El objetivo final es comprender las medidas más importantes de seguridad que se incorporan al diseño para minimizar el riesgo de peligro. Las fuentes de peligro incluyen el fuego, aire, agua, productos químicos, drogas, diversos tipos de radiación, el propio personal médico pero en este caso se hará hincapié en el tema de seguridad eléctrica aunque no conviene perder de vista los demás.

Para describir los riesgos eléctricos, se estudian los efectos fisiológicos de la corriente eléctrica, riesgos de shock producidos por el equipo y posibles sistemas de seguridad.

## 2.2.- EFECTOS FISIOLÓGICOS DE LA CORRIENTE ELÉCTRICA.

Para que la electricidad produzca efectos en el organismo, el cuerpo humano debe convertirse en parte de un circuito eléctrico. Para que circule corriente por el cuerpo humano deben existir al menos dos conexiones entre el cuerpo y una fuente de alimentación o tensión externa. La magnitud de la corriente depende de la diferencia de potencial entre las conexiones y de la resistencia eléctrica del cuerpo. La mayor parte de los tejidos del cuerpo contienen un elevado porcentaje de agua por lo que la resistencia eléctrica que presentan es baja y pueden considerarse como un buen conductor, no obstante, la impedancia de la piel (epidermis) es bastante elevada (200-500K) por lo que el cuerpo humano puede considerarse como un conductor volumétrico no homogéneo en la que la distribución del flujo de la corriente eléctrica viene determinada por la conductividad local del tejido.

Los efectos que la corriente eléctrica produce sobre el cuerpo humano dependen fundamentalmente de los siguientes parámetros: magnitud de la corriente que circula por el tejido, frecuencia, tiempo de exposición a la corriente eléctrica, zona por la que circula (superficie o tejido interno). La gravedad del daño producido dependerá también del órgano afectado.

La corriente eléctrica puede afectar al tejido principalmente de tres formas: en primer lugar se produce una excitación eléctrica de los tejidos excitables (nervios y músculos), comenzando con una sensación de “hormigueo” o “escozor” que si alcanza intensidad suficientemente elevada puede ser dolorosa y molesta. La estimulación de estos nervios o músculos motores puede provocar contracciones y si ésta aumenta puede producirse la tetanización del músculo. En segundo lugar puede aparecer un incremento de la temperatura del tejido debido a la resistencia que presenta y la energía disipada por el mismo. Por último, el aumento de temperatura si es elevado puede provocar lesiones (quemaduras) en el tejido. Con la corriente eléctrica domestica las quemaduras se limitan por lo general a lesiones localizadas en los puntos de contacto o en sus inmediaciones, lugares donde se produce mayor densidad de corriente. En los accidentes industriales causados por alta tensión, así como en accidentes por rayos, la energía eléctrica disipada puede provocar quemaduras que afectan a grandes áreas del cuerpo. En electrocirugía se utiliza la corriente concentrada procedente de un generador de

radiofrecuencia con la frecuencia de 2,5-4 MHz para cortar tejido o coagular pequeños vasos sanguíneos.

El órgano mas susceptible a la corriente eléctrica es el corazón. Un estímulo que tetanice el corazón provoca la contracción completa del miocardio que detiene la acción de bombeo del corazón e interrumpe la circulación sanguínea. Si la circulación no se restablece en pocos minutos, en primer lugar se lesiona el cerebro y luego se produce la muerte debido a la falta de aportación de oxígeno a los tejidos cerebrales. No obstante, si la corriente tetanizante se elimina al cabo de poco tiempo y las lesiones producidas no son irreversibles, el latido del corazón se reanuda de forma espontánea. Una corriente de intensidad más baja que excite sólo parte de las fibras musculares del corazón puede ser más peligrosa que una corriente suficiente para tetanizar el corazón entero. Esta excitación parcial puede cambiar las vías eléctricas de propagación en el miocardio desincronizando la actividad del corazón. Este fenómeno en el que el corazón pierde su sincronismo se denomina “fibrilación”. La fibrilación ventricular es la causa que produce la mayoría de las muertes en los accidentes eléctricos.

También se puede producir parálisis respiratoria si los músculos del tórax se tetanizan por efecto de una corriente que circule a través del pecho o a través del centro de control de la respiración en el cerebro.

Son muchos los factores que influyen en la magnitud de la corriente eléctrica necesaria para producir un efecto fisiológico concreto en una persona.

A continuación, se comentan los efectos fisiológicos que se producen en el cuerpo humano en función de la magnitud de la corriente eléctrica que circula a través de él suponiendo que se aplica una diferencia de potencial entre las extremidades superiores (las dos manos). En la figura 2.1 se muestra los valores aproximados de la corriente y los efectos que producen para un tiempo de exposición de 1-3 seg. y varios niveles de magnitud alterna de 50 Hz aplicada al exterior del cuerpo de una persona de 70 Kg aproximadamente.

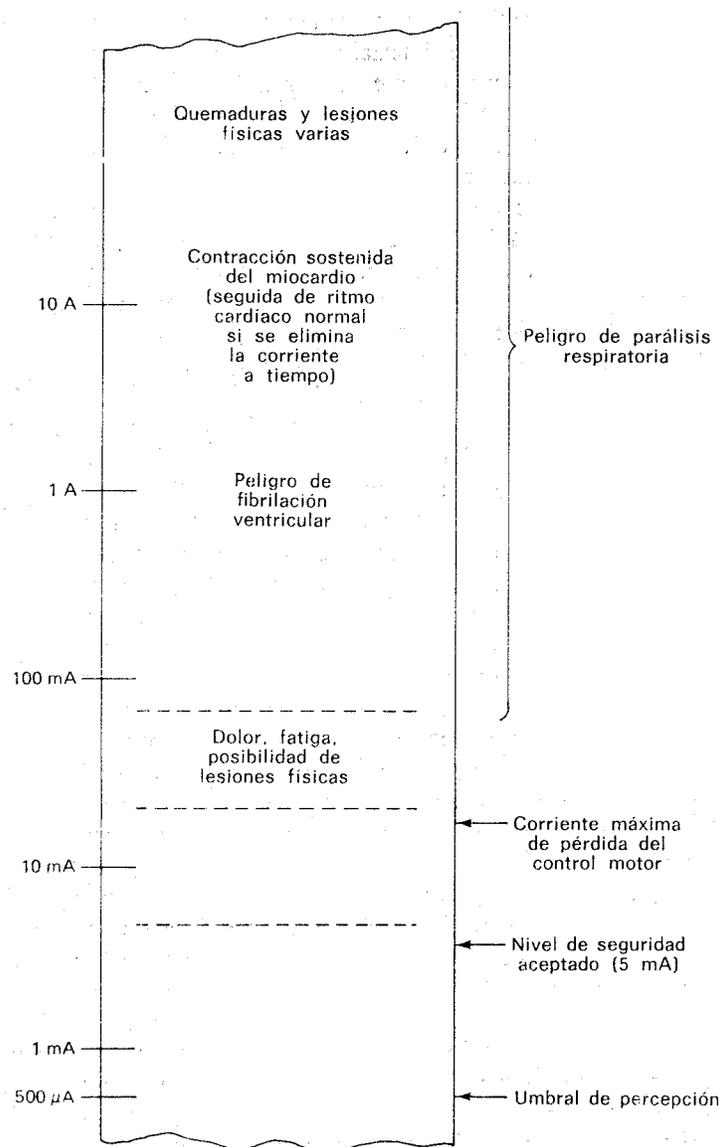
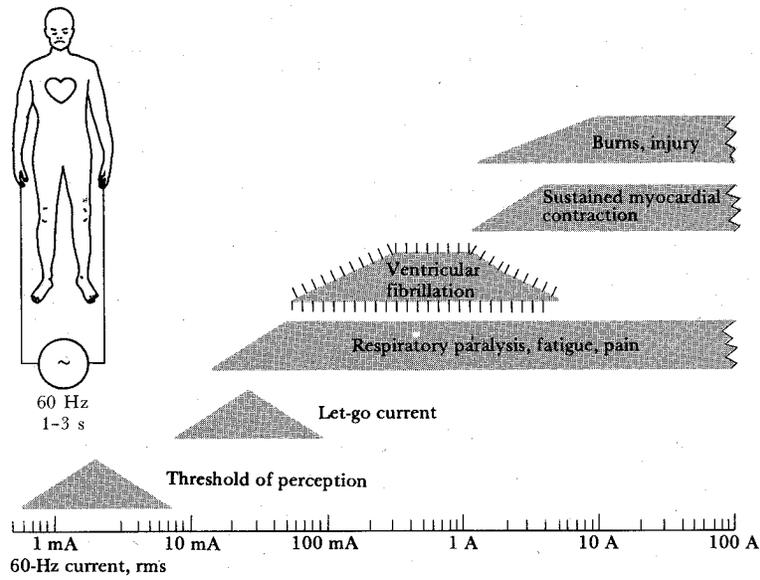


Figura 2.1.- Efectos fisiológicos de la electricidad.

- **Umbral o nivel de percepción.**

Se define como nivel de percepción como la intensidad mínima de corriente que el ser humano es capaz de detectar. Este valor varia en función del sujeto y de las condiciones de medida y oscila entre  $10\mu\text{A}$  y  $0.5\text{ mA}$  para valores eficaces de alterna a  $50\text{ Hz}$  y entre  $2$  y  $10\text{ mA}$  para corriente continua.

- **Corriente de perdida del control motor.**

Para niveles superiores de corriente, los nervios y musculos pueden excitarse y provocar contracciones que pueden llegar a ser dolorosas y ocasionando una perdida del control motor. Los valores de corriente que producen perdida de control motor oscilan entre  $6$  y  $16\text{ mA}$ .

- **Parálisis respiratoria, dolor y fatiga.**

Para valores más elevados de corriente, entre  $18$  y  $22\text{ mA}$  aparecen contracciones involuntarias de los músculos respiratorios, provocando situaciones de asfixia si la corriente no se interrumpe. Contracciones fuertes involuntarias de los musculos y estimulación de los nervios pueden provocar dolores y causar fatiga si permanecen expuestos a la corriente eléctrica durante largo tiempo.

- **Fibrilación ventricular.**

Corrientes mayores pueden dar origen a pérdidas de sincronismo de las diferentes fibras que constituyen el músculo cardiaco. Una vez se desincroniza la actividad ventricular (fibrilación ventricular), el proceso no se detiene aunque desaparezca la causa que lo provocó, el corazón deja de funcionar como bomba ocasionando una parada en la circulación sanguínea y la muerte súbita si no se consigue la reversión inmediata. Puede volverse a recuperar la actividad normal del corazón si se aplica un pulso de gran corriente durante un corto intervalo de tiempo que despolarice todas las células del músculo cardiaco. El equipo diseñado para este fin se denomina “desfibrilador”. El nivel de corriente que puede producir fibrilación varia entre  $75$  y  $400\text{ mA}$ .

- **Contracción del miocardio sostenida.**

Cuando la corriente es suficientemente elevada, el músculo entero del corazón se contrae. Aunque el corazón deja de latir mientras la corriente se aplica, cuando esta cesa, vuelve el ritmo normal. El margen de corriente que producen una contracción sostenida del miocardio oscila entre 1 y 6 A.

- **Daños físicos y quemaduras.**

Muy poco se conoce sobre los efectos de la corriente cuando ésta excede de 10A, sobretudo en corriente de corta duración. La resistencia que ofrece el cuerpo humano causa quemaduras, principalmente sobre la piel y en los puntos de entrada de la corriente, puesto que la corriente de la piel es muy elevada y es donde se disipa mayor potencia.

### **2.3.- PARÁMETROS SUSCEPTIBLES QUE AFECTAN A LOS EFECTOS FISIOLÓGICOS.**

Los efectos fisiológicos vistos en el apartado anterior producidos por la corriente eléctrica, dependen de una serie de parámetros que se comentan a continuación:

- **Variabilidad del umbral de percepción y corriente de pérdida del control motor.**

En la figura 2.2 se muestra la variabilidad del umbral de percepción y de la corriente de pérdida del control motor para hombres y mujeres (Dalziel, 1973). En dicha figura se muestra el porcentaje de personas que perciben diferentes valores eficaces (Rms) de la corriente en miliamperios. Puede observarse que los datos obtenidos puede interpolarse por una recta puesto que se observa que sigue una distribución gaussiana. Para los hombres, el valor medio del umbral de percepción es de 1.1 mA, para las mujeres, este valor medio se estima en 0.7 mA. Se observa que el valor mínimo de este umbral de percepción se sitúa entorno a 0.5 mA. Es lógico pensar que estos valores dependen de la impedancia eléctrica que presenta el cuerpo humano, pudiendo llegarse a la conclusión que las conductividad del cuerpo humano es mayor en las mujeres debido entre otras causas a que el porcentaje de agua de las mismas es mayor.

El uso de geles que reducen la impedancia piel-electrodo reduce la impedancia del lazo de corriente de forma que el nivel de percepción disminuye. Utilizando geles en electrodos de ECG, el valor medio del umbral de percepción se reduce a solo 83  $\mu\text{A}$  en un rango de 30-200  $\mu\text{A}$  (Tan y Johnson, 1990).

La corriente de pérdida de control también puede aproximarse por una distribución gaussiana, con un valor medio de corriente de 16 mA para hombre y 10.5 mA para mujeres. El valor umbral mínimo de la corriente de pérdida de control es de 9.5 mA para hombres y 6 mA para mujeres. Puede observarse que el rango de posibles valores de la corriente de pérdida de control es mucho mayor el de la corriente de umbral de percepción. La variabilidad de estas medidas puede achacarse a la variabilidad de la impedancia de la piel en diferentes personas.

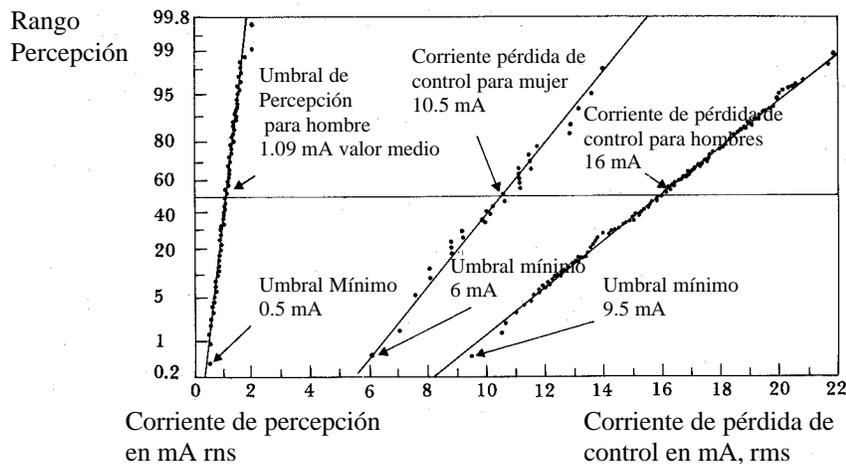


Figura 2.2.- Rango de los umbrales de las corrientes de percepción y de pérdida de control.

- **Frecuencia de la corriente.**

En la figura 2.3 puede observarse la relación existente entre la corriente de pérdida de control y la frecuencia de la corriente. Desafortunadamente, el valor mínimo de la frecuencia de la corriente de pérdida de control es la de las líneas de potencia comerciales (50-60 Hz). Para frecuencias por debajo de 10 Hz, el valor mínimo de la corriente de pérdida de control aumenta probablemente debido a que los músculos pueden relajarse en ciertos intervalos del ciclo de la corriente. Este valor de umbral de la corriente de percepción se mantiene más o menos constante entre 10 Hz y 100 Hz, incrementándose de nuevo para valores superiores a 100 Hz.

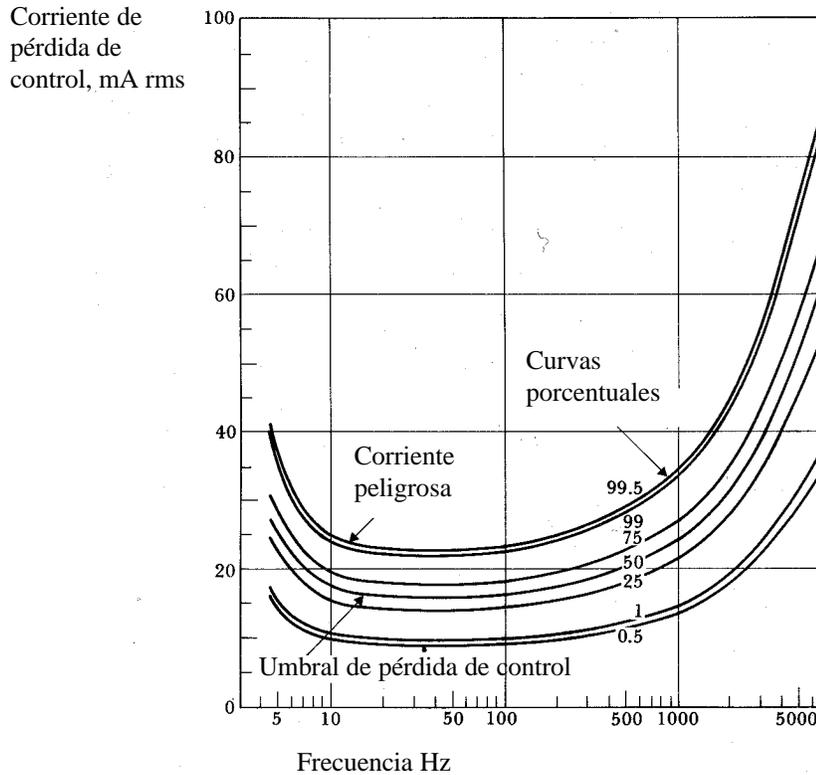


Figura 2.3.- Curva Corriente de pérdida de control - frecuencia.

- **Duración de la exposición a la corriente eléctrica.**

Un único estímulo o pulso eléctrico puede producir una fibrilación ventricular si se aplica durante el periodo vulnerable de repolarización del corazón que corresponde a la onda T del ECG.

En la siguiente figura se muestran los umbrales de los valores de fibrilación para una corriente de 60 Hz aplicada a las extremidades de diversos animales. Se observa que el umbral de fibrilación aumenta rápidamente para intervalos inferiores a 1 s y disminuye conforme aumenta el tiempo de exposición.

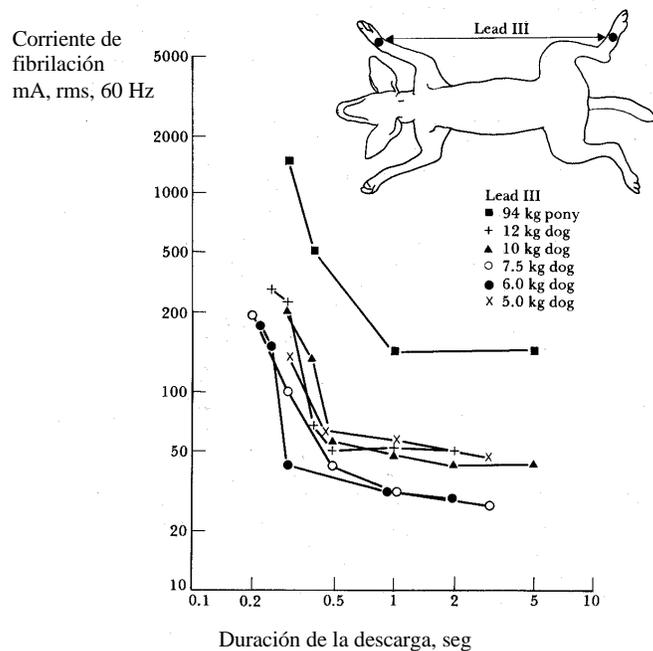


Figura 2.4.- Corrientes umbrales para producir fibrilación ventricular en animales a 60 Hz.

• **Peso del cuerpo humano.**

Diversos estudios que utilizan animales de diversos tamaños muestran que el umbral de fibrilación aumenta conforme aumenta el peso del cuerpo. En la figura 2.5 puede observarse que existe una gran dispersión de los datos incluso para un mismo tipo de animal. Estos resultados requieren de más estudios puesto que pueden extrapolarse para obtener o conocer los umbrales de fibrilación de los seres humanos.

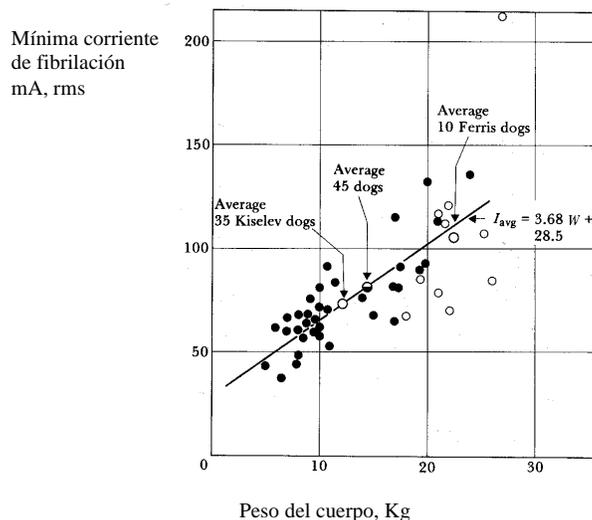


Figura 2.5.- Mínima corriente de fibrilación en función del peso.

• **Puntos de entrada de la corriente eléctrica.**

Cuando la corriente se aplica entre dos puntos cualesquiera del cuerpo humano, sólo un pequeño porcentaje de la energía o corriente total a través del corazón como se observa en la figura 2.6. De esta forma, pueden darse básicamente dos tipos de situaciones: el macroshock y el microshock. El macroshock está relacionado con la circulación de corriente en la superficie corporal (figura 2.6.a). El microshock se refiere a aquellos casos en los que al tener un catéter conectado al corazón, una pequeña corriente puede ocasionar grandes daños al paciente e incluso la muerte (figura 2.6.b). Diversos experimentos muestran que el rango de corrientes que producen fibrilación en casos de microshock es de 80 a 600  $\mu\text{A}$ . El límite de seguridad ampliamente aceptado para prevenir microshocks es de 10  $\mu\text{A}$ .

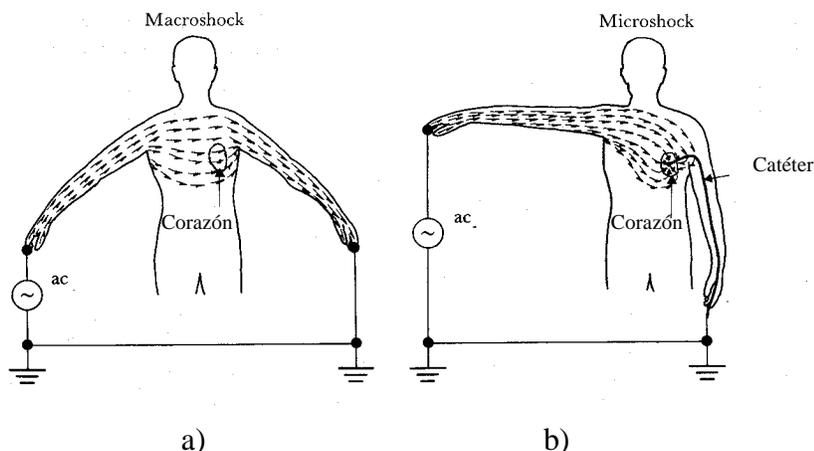


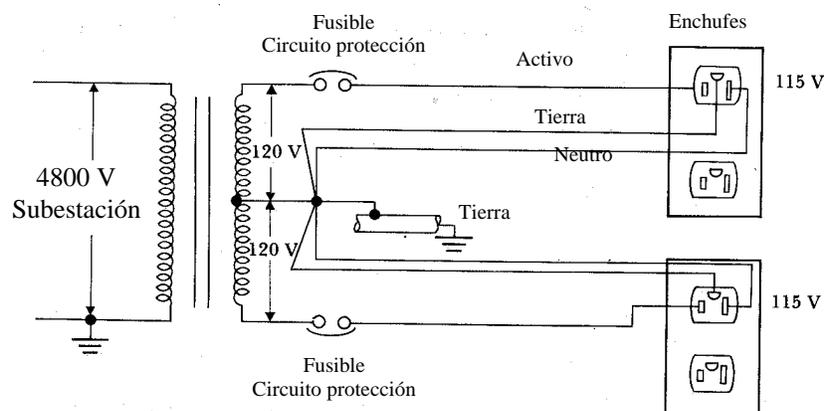
Figura 2.6.- Efectos de los puntos de entrada en la distribución de la corriente por el cuerpo.

**2.4.- DISTRIBUCIÓN DE POTENCIA ELÉCTRICA.**

La energía eléctrica es necesaria en las instalaciones de hospitales o servicios de cuidados o asistencia no sólo para el funcionamiento de los instrumentos médicos, sino también para uso de iluminación, aplicaciones de mantenimiento, confortabilidad de los pacientes (televisión..etc), relojes, botones de emergencia o llamada a enfermeras y otros equipos eléctricos.

Un primer paso para aumentar la seguridad es el control de las tomas de potencia o de corriente y toma de tierra en el entorno del paciente. En este apartado se van a comentar algunos métodos de distribución de líneas de potencia en los servicios de cuidados de la salud. Posteriormente se estudiarán diversas situaciones peligrosas que pueden ocasionar peligros de macroshock y microshock.

En la figura 2.7 se muestra un diagrama simplificado de un sistema de distribución de energía eléctrica. La energía se distribuye desde una subestación principal al hospital normalmente mediante cables subterráneos que transportan alta tensión (4800 V). Por medio de un transformador reductor con toma central se obtiene una alimentación de 230-240 V. El secundario del transformador generalmente tiene toma intermedia o toma central y se conecta a un anclaje de toma de tierra. A partir de aquí se desarrolla la instalación eléctrica del edificio. Conviene resaltar que es interesante que los equipos tengan toma de tierra para derivar posibles derivaciones a éstos por parte de la red eléctrica. En las instalaciones modernas, todos los enchufes disponen de un tercer contacto denominado “toma de tierra del equipo” y que está unida a masa (tierra) en la subestación del edificio bien mediante el conducto de acero galvanizado que protege a los otros conductores o bien mediante un conductor de masa distinto. El uso del conducto como conector a masa puede presentar ciertos peligros debido a la corrosión o un aumento de la resistencia del conducto hasta un nivel peligroso. Por este motivo las normas NEC (1990) en E.E.U.U. exigen un sistema de masas equipotenciales en los lugares donde haya pacientes susceptibles a la electricidad.



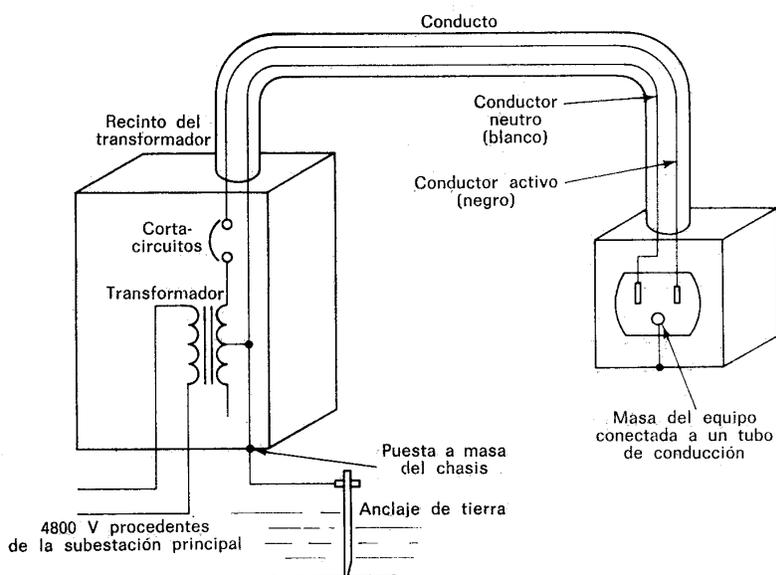


Figura 2.7.- Esquema simplificado de la distribución eléctrica.

- **Entorno eléctrico de los pacientes.**

El peligro de shock o descarga eléctrica existe entre dos conductores entre los que exista una diferencia de potencial (230-240 o 115-120 V). En las áreas generales de los hospitales (pasillos, zona de recepción..etc) los pacientes rara vez entran en contacto con equipos eléctricos, sin embargo en las áreas destinadas a cuidados (habitaciones, quirófano..etc) los pacientes entran en contacto con los equipos eléctricos por lo que el riesgo de descarga eléctrica aumenta. Por este motivo, es necesario que estos equipos tengan toma de tierra para minimizar estos riesgos y de esta forma conectar los equipos a tierra.

- **Sistemas de alimentación aislados.**

Aunque los equipos estén bien conectados a toma de tierra, pueden existir otras descargas debido al contacto accidental de algún cable eléctrico o fallo de la conexión a tierra. Por ello, se requieren sistemas que aislen eléctricamente la red eléctrica del paciente y de esta forma se rompa el bucle de corriente y se minimicen los peligros de descarga. Este aislamiento eléctrico se realiza principalmente por medio de un transformador. En sistemas de medida, como pueden ser amplificadores se pueden utilizar también amplificadores de aislamiento que rompe el bucle de corriente entre la captación de un biopotencial y la transmisión, procesado y amplificación del mismo.

- **Sistemas de alimentación de emergencia.**

En las unidades de cuidados intensivos se requieren sistemas de alimentación de emergencia. Estos sistemas suelen entrar en funcionamiento un cierto tiempo después de que se produzca un fallo en el sistema normal de abastecimiento de corriente eléctrica. Están constituidos por sistemas de alimentación ininterrumpida (S.A.I) y pueden existir diversos tipos: sistemas de seguridad estándar (iluminación, servicios de alarma..etc) y sistemas de seguridad críticos (alimentación de las áreas de cuidados intensivos o quirófanos).

## **2.5.- RIESGO DE DESCARGAS (SHOCK) DEBIDAS AL EQUIPO ELÉCTRICO.**

Como se ha comentado, las descargas eléctricas pueden afectar a diversos órganos en función del camino que recorre ésta al atravesar el cuerpo humano. El órgano más susceptible a la corriente eléctrica es el corazón puesto que pueden producirse fibrilaciones y conllevar la muerte del paciente. Según del camino recorrido por la corriente pueden darse dos situaciones: macroshock y microshock.

### **2.5.1.- RIESGO DE MACROSHOCK.**

Para exponerse al peligro de un macroshock eléctrico, una persona debe entrar en contacto simultáneamente con ambos conductores eléctricos, el activo y el neutro o dos activos a diferentes potenciales. No obstante, como el conductor neutro está conectado a masa, existe el mismo peligro entre el conductor activo y cualquier objeto conductor que de alguna manera esté conectado a masa. Entre estos objetos pueden citarse radiadores, cañerías de agua, estructuras metálicas del edificio..etc. En el diseño del equipo eléctrico, debe prestarse especial atención en impedir que el personal pueda hacer contacto accidental con el cable activo utilizando para ello materiales aislantes adecuados y conservando las distancias de seguridad entre los conductores y chasis del equipo para minimizar posibles acoplos capacitivos. Con todo esto, puede producirse un contacto accidental entre el cable activo y el chasis de un equipo debido a una pérdida de aislamiento, al deterioro y a averías mecánicas. Si el chasis no está conectado a masa, cualquier persona que lo toque y esté conectado a masa a través de otro conductor estará expuesta a un grave peligro de macroshock como se muestran en la figura 2.8.a.

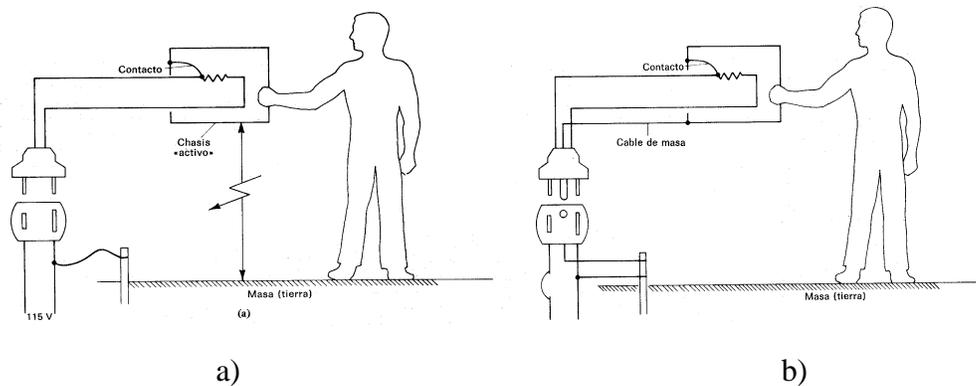


Figura 2.8.- Riesgos de macroshock.

La finalidad del contacto de toma de tierra del equipo en el enchufe de la pared es reducir el peligro de macroshock. De esta forma se dispone de una conexión a tierra para el chasis del equipo (figura 2.8.b). Cuando se produce un contacto accidental entre el conductor activo y el chasis, la corriente puede retornar a masa a través de esta conexión equipo-tierra sin crear un peligro eléctrico. Así pues, la integridad de la conexión equipo-tierra es de gran importancia. Una interrupción de esta continuidad debido a un cable o una clavija de masa rotos o al empleo de un adaptador de tres clavijas de contacto a dos (con una clavija al aire) destruye por completo su valor protector. Aunque la conexión a masa no se interrumpa por completo, sólo con que presente una resistencia mayor alrededor de un ohmio, puede elevar el potencial de la caja hasta un valor tal que se cree un peligro de macroshock.

La alta resistencia de la piel seca y la distribución espacial de la corriente a través del cuerpo cuando una persona recibe una descarga eléctrica son factores que disminuyen el peligro de fibrilación ventricular debido a macroshock. La resistencia de la piel limita la corriente que fluye a través del cuerpo. El valor de esta resistencia varía en función de la cantidad de agua y de aceite presente al mismo tiempo es inversamente proporcional al área de contacto.

La capa externa de la piel (epidermis) presenta una gran resistencia (rango  $15 \text{ K}\Omega - 1 \text{ M}\Omega$ ). La piel mojada reduce su resistencia hasta el 1% de la seca. A diferencia, la resistencia de los tejidos internos o de las capas internas de la piel (dermis) presenta valores menores de  $500 \Omega$ . Cualquier proceso que reduzca o elimine la resistencia de la piel aumenta la vulnerabilidad de las personas ante macroshock. Por lo tanto, los pacientes que se encuentran en cuidados

intensivos, sujetos a monitorización o conectados a cualquier equipo son más susceptibles a macroshock que la población general.

### 2.5.2.- RIESGO DE MICROSHOCK.

Aunque el riesgo de macroshock sólo se produce por lo general como consecuencia de una pérdida del aislamiento, se pueden crear riesgos de microshock en equipos con aislamiento en perfecto estado. El mero hecho del acoplo capacitivo entre el cable activo y la caja en el equipo eléctrico puede crear corrientes de magnitud suficientemente grande como para presentar un riesgo de microshock. Por ejemplo, una tensión de 115 V y una capacidad de sólo 200 pF produce una corriente de 10  $\mu$ A. Por lo tanto, muchos electrodomésticos, lamparas y aparatos de diagnósticos o terapia presentan fugas capacitivas de corriente que sobrepasan los 10  $\mu$ A. Aunque estos equipos son perfectamente seguros para trabajar en condiciones normales, pueden crear un riesgo de microshock para pacientes susceptibles a la electricidad. En la figura 2.9 se muestra un ejemplo de riesgo de microshock en el que un paciente tiene un catéter insertado por vía intravenosa. El catéter forma parte de un transductor conectado a un monitor para visualizar ciertos parámetros y a su vez éste a la red eléctrica. Esta disposición establece una conexión a masa del corazón a través del catéter.

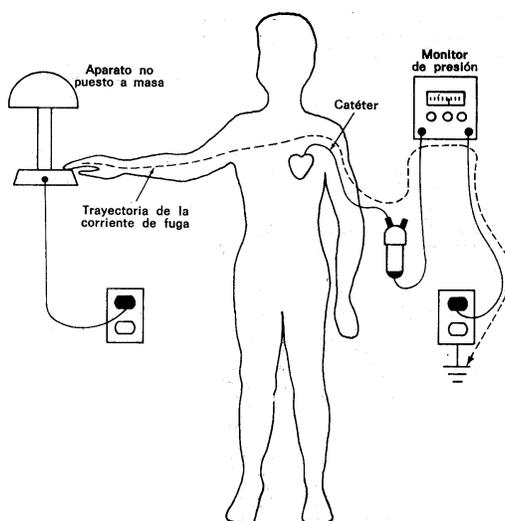


Figura 2.9.- Riesgo de microshock.

Bajo estas condiciones, se crea un riesgo de microshock mediante cualquier contacto conductor entre el paciente y un dispositivo que no esté puesto a masa y que tenga una

corriente de fuga mayor de  $10 \mu\text{A}$ . En la figura 2.9 el paciente está tocando el aparato directamente, pero este contacto se puede establecer también otra persona que toque al paciente y al aparato a la vez. Las principales causas que pueden provocar situaciones de riesgo de microshock son las siguientes:

1.- Defecto o rotura del conductor de puesta a tierra: de esta forma, gran parte de la corriente por acoplo capacitivo entre los cables conductores y el chasis que se deriva entre el chasis y tierra lo hace a través del paciente, en concreto, a través del corazón y del catéter (figura 2.10). La mejor forma de solucionar este problema es aislar eléctricamente al paciente de forma que no exista un camino de cierre de la corriente a tierra a través del sujeto. Ello puede conseguirse mediante la utilización de sistemas de aislamiento a la entrada de equipos de medida (amplificadores de aislamiento).

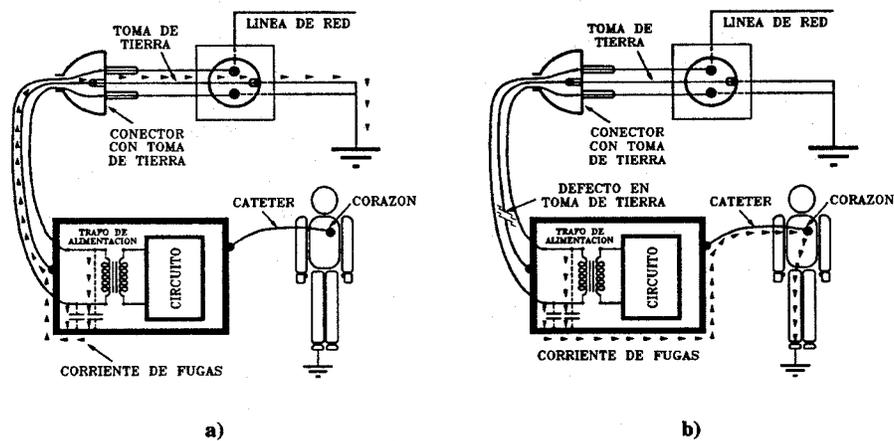


Figura 2.10.- Defecto o rotura del conductor de puesta a tierra.

2.- Superficies metálicas cercanas al paciente y no conectadas a tierra: Otro caso de riesgo sucede cuando el paciente toca un aparato o dispositivo que tiene corriente de fugas. Estas corrientes pueden cerrarse a tierra a través del catéter y del equipo de medida. El mismo caso se produce si es otra persona la que facilita esta conexión (figura 2.11) donde un fallo en el conductor de tierra que conecta la superficie metálica de la cama con tierra. Como consecuencia de este fallo, la cama adquiere un potencial distinto de cero y cuyo nivel depende del acoplamiento capacitivo entre la línea de red y la cama. Un enfermero que manipula un catéter intracardiaco establece una derivación entre la cama y éste último creando una vía de paso a través del enfermero y el paciente. Es posible que la corriente de fugas sea muy inferior al nivel de percepción del enfermero y sin embargo, puede ser suficientemente grande para

provocar un microshock al paciente. La mejor solución para evitar este riesgo es utilizar equipos con entrada aislada y al mismo tiempo conectar todas las partes metálicas de los diversos aparatos y accesorios a tierra.

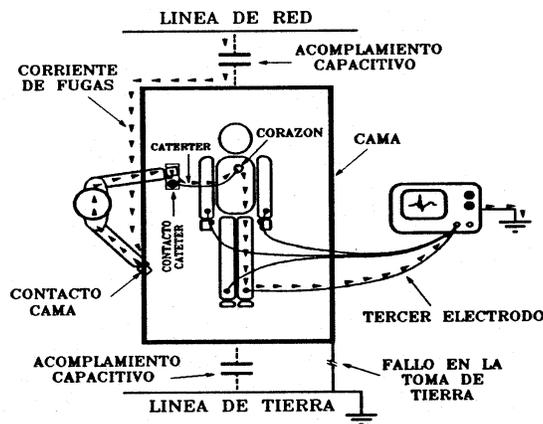


Figura 2.11.- Superficie no conectada a tierra.

3.- Equipos conectados a diferentes potenciales de masas: Puede suceder que si no se dispone de un equipo de masas equipotenciales existen diferentes valores de masa para diferentes equipos, de esta forma si uno de los equipos se pone en contacto con un catéter y otro equipo se conecta al paciente como pueden ser la monitorización del ECG y de la presión sanguínea a través de un catéter , la diferencia de tensiones entre masas puede dar origen a peligros de microshock. La normativa NEC (national electrical code) regula estos problemas y establece que la diferencia de potencial entre las masas de dos equipos no debe superar los 500 mV en áreas generales y los 40 mV en áreas de cuidados bajo condiciones normales de funcionamiento.

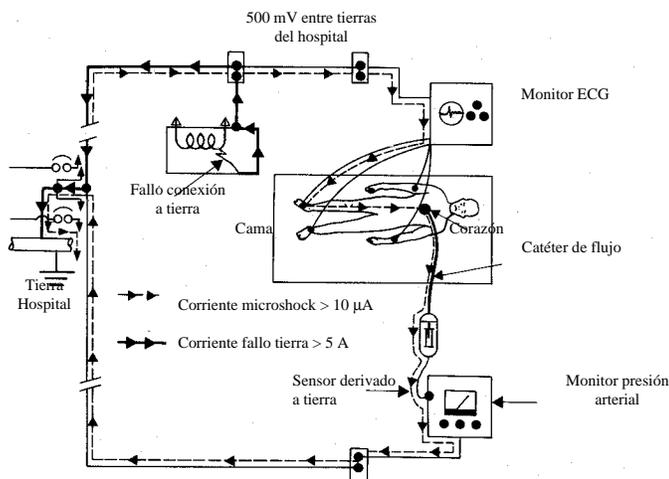


Figura 2.12.- Equipos conectados a diferentes potenciales de masa.

4.- Equipos alimentados a baterías: Los equipos alimentados con baterías y por lo tanto aislados eléctricamente de tierra, también pueden presentar problemas o riesgos en el paciente. Por ejemplo, en la utilización del bisturí eléctrico, las corrientes de alta frecuencia pueden acoplarse capacitivamente con el chasis y si un operador lo toca, las corrientes podrían cerrarse a tierra a través de él. Por lo tanto, para solucionar este problema, todas las partes metálicas externas (chasis) de los sistemas a baterías deben también unirse a tierra.

Para que produzca un riesgo o descarga de microshock hace falta una conexión eléctrica directa del corazón con el exterior del cuerpo. Los catéteres cardiacos para diagnóstico o para marcapasos se emplean en pacientes que tengan una afección cardiaca. En tales pacientes, la fibrilación ventricular ocurre a menudo como consecuencia de la enfermedad. Esto explica que el riesgo de microshock pasase inadvertido durante un largo periodo de tiempo y no pueda realizarse una estimación muy concreta del número de accidentes que puedan ocurrir debidos a esta causa.

Aunque en la mayor parte del hospital o del centro sanitario se requieren sólo las precauciones de seguridad normales para la prevención de riesgos de macroshock, también deben tomarse medidas especiales en aquellos lugares donde haya pacientes susceptibles a la electricidad. Estos lugares incluyen unidades coronarias, unidades de cuidados intensivos, quirófanos o salas donde se puedan realizar cirugía torácica. Todo lo expuesto anteriormente hace que se deban extremar las precauciones tanto en el diseño del equipo de medida como en su instalación.

### **2.5.2.1.- CIRCUITOS ELÉCTRICOS EQUIVALENTES.**

Los ejemplos vistos anteriormente pueden modelarse matemáticamente y estudiar los posibles efectos y daños que pueden ocasionarse.

1.- Defecto o rotura del conductor de puesta a tierra: En la figura 2.13 puede observarse dos situaciones diferentes de riesgo de microshock donde existe un defecto o rotura de la puesta a tierra así como sus circuitos eléctricos equivalentes. Puede observarse que para una tensión de red de 120 V, y una capacidad parásita de 2500 pF pueden originarse corrientes de fuga de 110  $\mu$ A considerando que la resistencia de la piel es de 100 K $\Omega$  y la del cuerpo 500  $\Omega$ .

La corriente eléctrica puede calcularse:

$$I = \frac{120}{\left[ (1/wC)^2 + (R_{total})^2 \right]^{1/2}} = 109 \text{ mA}$$

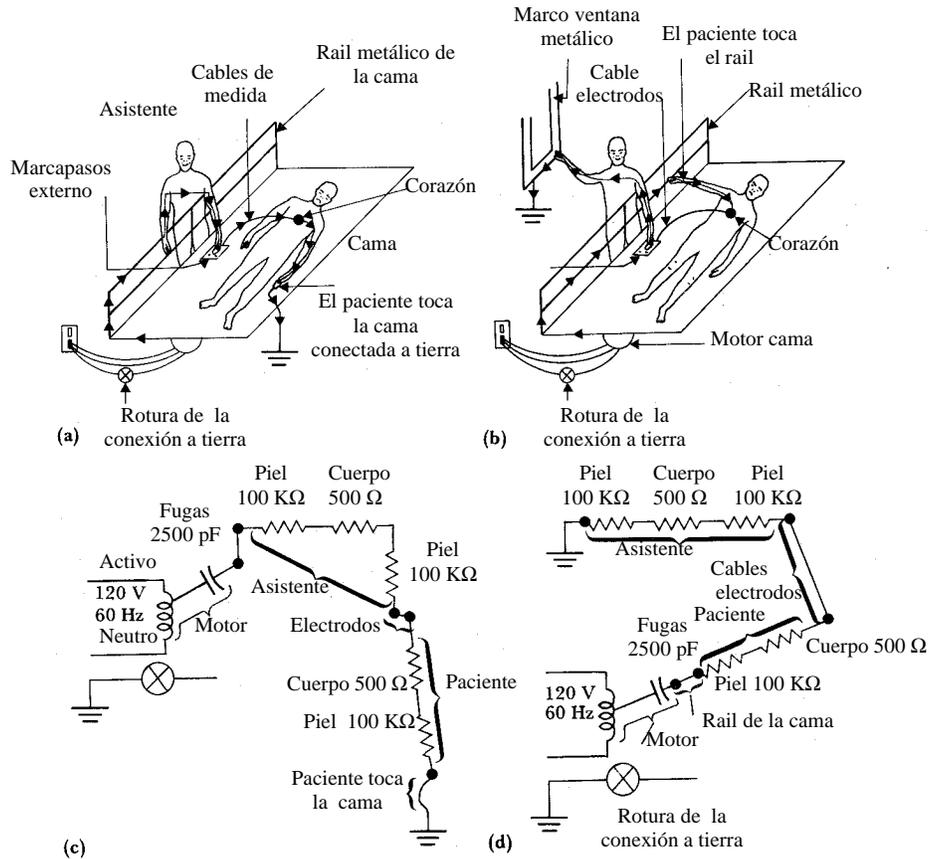


Figura 2.13.- a) Microshock provocado por catéter en el corazón. b) Otra situación de microshock. c) Circuito equivalente para a). d) circuito equivalente para b).

2.- Equipos conectados a diferentes potenciales de masas: La figura 2.14 muestra el riesgo de microshock cuando no existen masas equipotenciales. La corriente que circula por la masa general del hospital puede alcanzar los 5 A por lo que suponiendo que la resistencia del cable de masa puede ser de  $0.1\Omega$ , pueden aparecer 500 mV entre diferentes masas de distintos equipos. Suponiendo que la resistencia del catéter puede ser  $50 \text{ K}\Omega$  y la del cuerpo de  $300 \Omega$  puede observarse que se superan los  $10 \mu\text{A}$  del límite de seguridad.

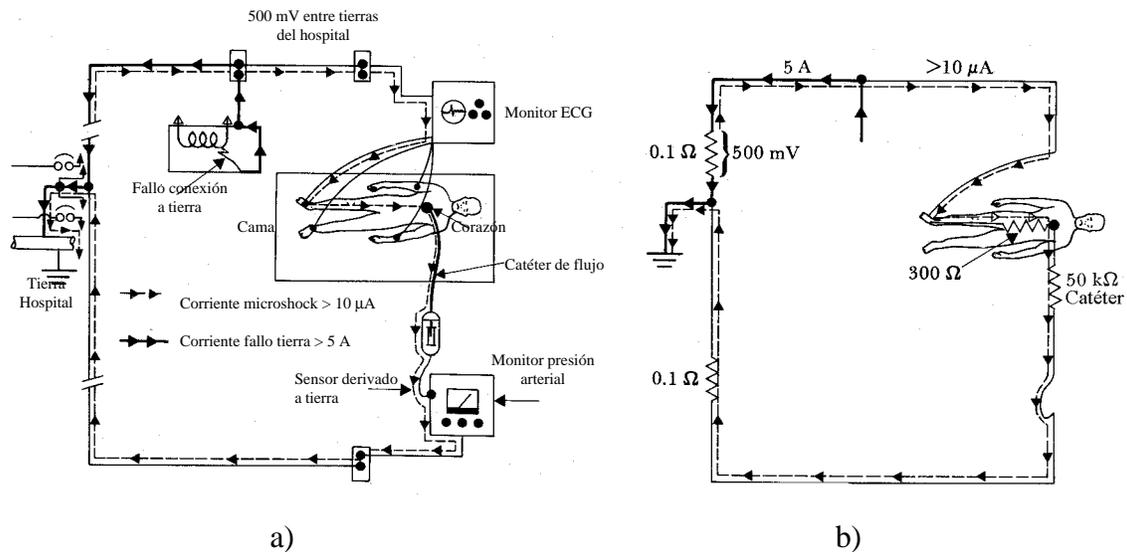


Figura 2.14.- a) Riesgo de microshock debido a la existencia de equipos conectados a diferentes potenciales de masa. b) Circuito equivalente.

3.- Acoplo capacitivo en sistemas de alimentación aislados: En la figura 2.15 puede observarse las capacidades parásitas que pueden aparecer entre los cables de alimentación y el chasis del equipo que pueden provocar riesgos de microshock. Considerando que  $C_A$  y  $C_B$  representan las capacidades parásitas del monitor de ECG y equipo de medición y  $C_S$  las capacidades parásitas entre los conductores de la fuente de alimentación. En el circuito 2.15.b se ha representado el circuito equivalente de la figura 2.15.a donde se supone que la resistencia del paciente es  $500 \Omega$ ,  $C_A + C_S$  es  $3000 \text{ pF}$  y la diferencia entre  $C_{B1}-C_{B2}$  es  $1500 \text{ pF}$ . En este caso, la corriente que circula por el corazón es aproximadamente  $50 \mu\text{A}$ , superando los límites de riesgo de microshock.



Son numerosos los organismos, instituciones y normas que se dedican a establecer los niveles de seguridad y comprobar que éstos se cumplen antes de homologarlos y poder ponerse en el mercado. Entre estas instituciones pueden citarse: Asociación Española de Normalización y Certificación (AENOR), Comisión Electrotécnica Internacional (CEI), Organización Internacional de Normalización The Electrical And Electronics Engineers, Inc. (IEEE).

Basándose en la clasificación introducida por las normas de la Comisión Electrotécnica Internacional (CEI), pueden realizarse la siguiente clasificación para los equipos médicos según su capacidad de generar descargas eléctricas:

1.- Según la protección utilizada:

- Clase I: Aquellos equipos en los que la protección no se obtiene sólo del aislamiento básico, sino que se incluyen precauciones auxiliares, de forma que se dispone de una conexión de las partes conductoras accesibles al conductor de tierra de forma permanente, para que no puedan estar a tensión elevada en caso de fallo de aislamiento.

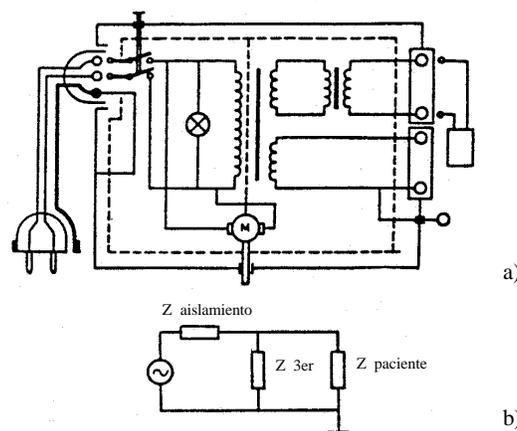


Figura 2.14.- Equipo de clase I. En trazo grueso lo que caracteriza a esta clase. b) Circuito equivalente.

$Z_{3er}$  es la impedancia del tercer conductor. La protección de esta clase I indice sobre este parámetro.

- Clase II: Aquellos en los que la protección no recae sólo sobre el aislamiento básico, sino que se dispone de un doble aislamiento o aislamiento reforzado, no existiendo provisión de una puesta a tierra de seguridad. Existen tres tipos generales de equipos de esta clase: los que incorporan una cubierta aislante, los de cubierta metálica y los mixtos. Una precaución que el fabricante debe tener en esta clase de equipos es la de no conectar condensadores al chasis

desde la alimentación con el propósito de disminuir el nivel de interferencias que el equipo capto o emita. Ello disminuiría el doble aislamiento y en consecuencia la protección.

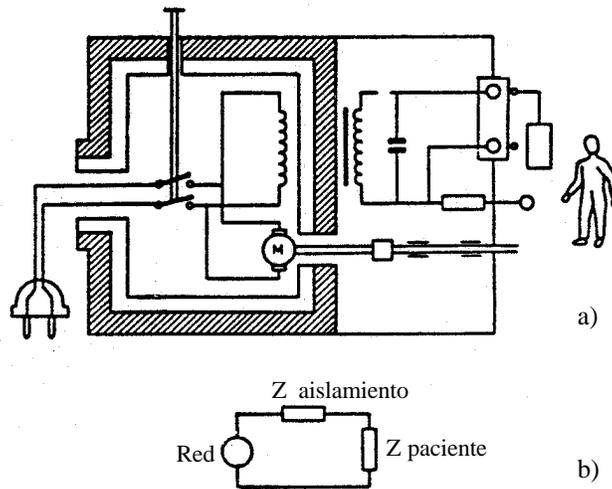


Figura 2.15.- a) Equipo de Clase II. En rayado lo que caracteriza a este equipo. b) Circuito equivalente.

La protección de la clase II incide sobre el parámetro de la impedancia de aislamiento.

- Clase III: Aquellos equipos en los que la protección se basa en alimentar a tensiones muy bajas de seguridad, no generándose tensiones mayores que ésta en el equipo.

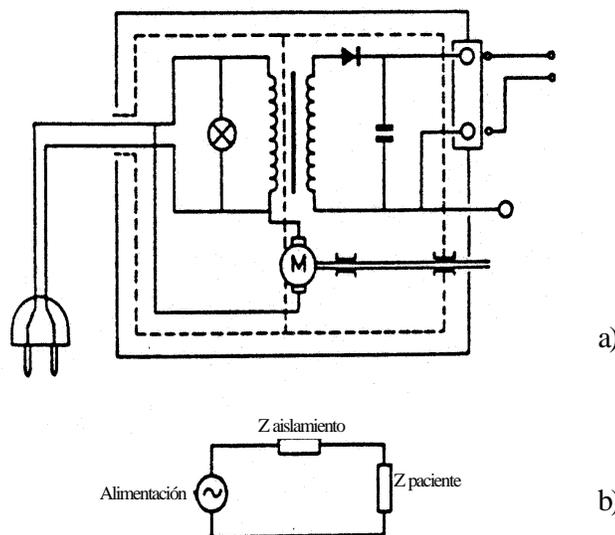


Figura 2.16.- a) Equipo de clase III. En trazo negro lo que caracteriza a estos equipos. b) Circuito equivalente. La protección de la clase III incide en el parámetro de la tensión de alimentación.

- Equipos con alimentación interna: Este tipo de equipos no proveen ninguna conexión eléctrica desde el exterior a la fuente interna en funcionamiento normal. Es decir, estarán alimentados a baterías o pilas.

2.- Según el nivel de protección:

- Tipos B: Son todos aquellos equipos de las clases I, II, III o con alimentación interna que provean un adecuado grado de protección respecto a corrientes de fugas y fiabilidad de la conexión de tierra (si es el caso). Según la norma CEI, deberán ser equipos tipo B todos aquellos equipos de uso médico que no tengan una parte directamente aplicada al paciente.

- Tipo BF: Aquellos de tipo B con la entrada o parte aplicada al paciente aplicada al paciente mediante circuitos flotantes. Según la norma CEI, deberán ser equipos tipo BF todos aquellos equipo que tengan una parte aplicada al paciente.

- Tipo CF: Aquellos equipos de las clases I, II o alimentados internamente que permitan un alto grado de protección en relación con corrientes de fugas y con entrada flotante. Según la norma CEI, deberán ser equipos tipo CF todos aquellos en que se pueda establecer un camino directo al corazón del paciente.

- Tipo H: Aquellos de las clases I, II, III o alimentados internamente que provean protección frente a descargas eléctricas comparables a las que se obtienen en los electrodomésticos.

## **2.7.- TIPOS DE PRECAUCIONES Y LÍMITES EN EL DISEÑO DE EQUIPOS.**

Del estudio realizado sobre riesgos de los pacientes puede observarse que existen dos métodos principalmente para protegerlos y aumentar su seguridad. De esta forma pueden establecerse dos principios en cuanto a las precauciones que deben tenerse en cuenta a la hora de diseñar y posteriormente utilizar un equipo: principio de aislamiento del paciente y principio de equipotencialidad.

El principio de aislamiento del paciente tiene como objeto evitar que se pueda cerrar cualquier lazo de corriente a través del paciente, manteniéndolo completamente aislado.

Por otro lado, el principio de equipotencialidad tiene como objetivo que los equipos que pueden entrar en contacto con el paciente no puedan tener una diferencia de potencial entre masas superior a 40 mV en las zonas de cuidados (cuidados intensivos, quirófanos, habitaciones..etc) o 500 mV en las áreas generales.

### **2.7.1.- CUBIERTAS Y PROTECCIONES.**

El equipo se deberá construir de forma que exista una protección adecuada contra el contacto accidental con las partes sometidas a tensión. Esta protección deberá mantenerse durante el funcionamiento normal del equipo, en caso de cambio de ubicación o apertura de cubierta o tapas para las que no se requiera ningún tipo de herramienta.

### **2.7.2.- AISLAMIENTO E IMPEDANCIAS DE PROTECCIÓN.**

Las partes del equipo aplicadas al paciente deberán aislarse de las partes sometidas a tensión y en particular de la red eléctrica. Nunca se permitirán mayores fugas que las correspondientes a un “primer fallo”. Las formas en las que esto se puede conseguir son variadas y entre ellas pueden citarse : aislamiento básico y puesta a tierra, cubriendo la parte del equipo aplicada con un conductor a tierra, separando la parte aplicada del equipo con otro circuito de puesta a tierra, por doble aislamiento, utilizando impedancias de protección colocadas en los sitios adecuados y uso de amplificadores de aislamiento.

Para romper posibles lazos de corriente, en la actualiza se utilizar amplificadores de aislamiento en los circuitos de captación y procesado de los biopotenciales. Este tipo de componentes dispone de alimentaciones independientes a cada lado de la barrera de aislamiento (figura 2.17), aunque algunos llevan incorporados convertidores DC-DC y sólo utilizan un alimentación generando internamente una tensión aislada para alimentar la otra parte de la barrera de aislamiento. Las tres principales características de los amplificadores de aislamiento son la alta impedancia de la barrera de aislamiento entre las etapas de entrada y de salida ( $>10\text{ M}\Omega$ ), alto voltaje de aislamiento ( $>1000\text{ V}$ ) y alto rechazo al modo común (CMRR).

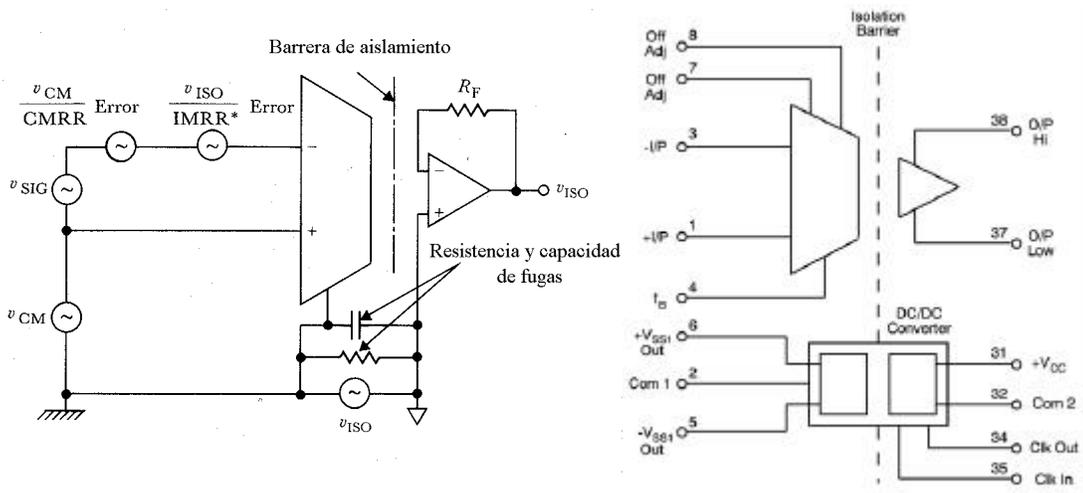


Figura 2.17.- Amplificadores de aislamiento.

Existen tres tipos de amplificadores de aislamiento principalmente en función del elemento que utilizan para lograr el aislamiento: aislamiento por transformador (figura 2.18), aislamiento óptico (figura 2.19) y aislamiento capacitivo (figura 2.20)

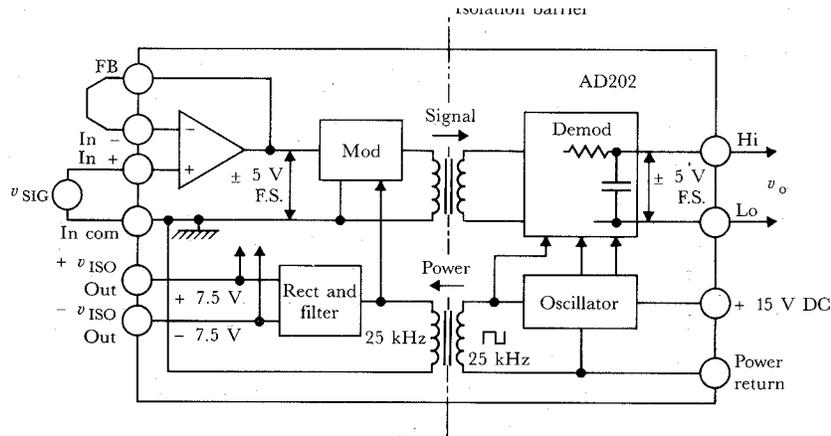


Figura 2.18.- Aislamiento por transformador.

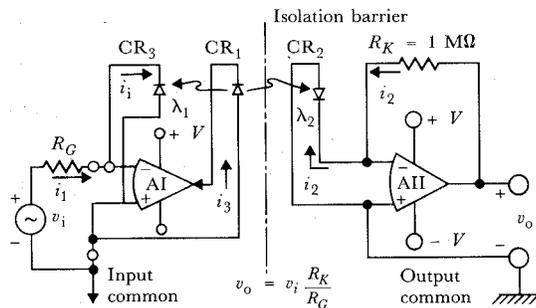


Figura 2.19.- Aislamiento óptico.

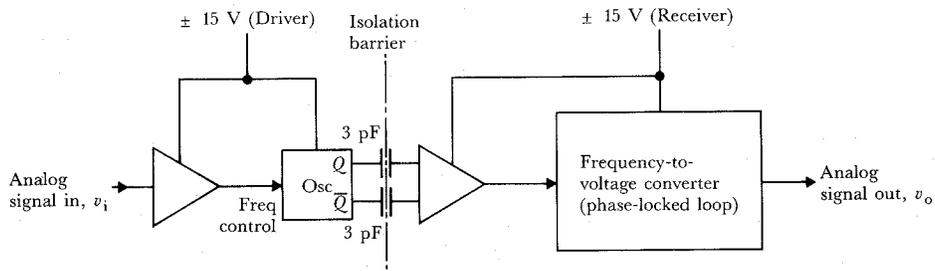


Figura 2.20.- Aislamiento capacitivo.

La figura 2.21 muestra un esquema de un preamplificador de electrocardiograma (ECG) aislado por transformador.

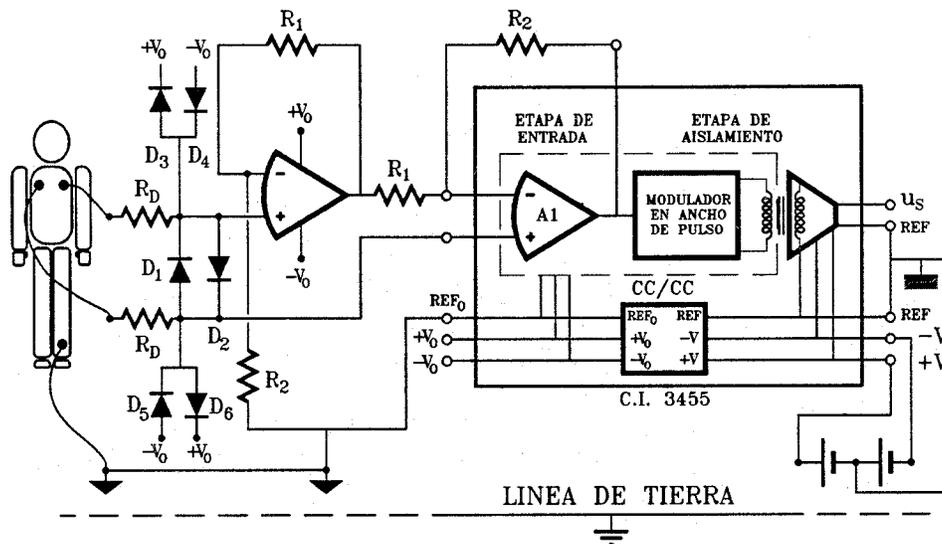


Figura 2.21.- Esquema de un preamplificador de electrocardiograma (ECG).

### 2.7.3.- PUESTA A TIERRA Y EQUIPOTENCIALIDAD.

Las partes conductoras accesibles del equipo deberán estar puestas a tierra. En aquellos equipos con partes conductoras accesibles o que sean de clase II, III, alimentación interna o bien del tipo CF se dispondrá de un terminal de equipotencialidad que permite conectar entre sí todos los equipos que rodean al paciente. Un principio importante en el conexionado del equipo a la red es el de no utilizar extensiones del cable de alimentación ya que se puede aumentar la resistencia del tercer electrodo. Unos límites adecuados de resistencia máxima en relación con el tercer conductor de tierra son los siguientes: tanto para equipos que incorporan

cable de conexión a red como aquellos que no lo utilizan, la resistencia máxima entre el terminal de protección de tierra del equipo y cualquier otra parte conectada a él debe ser inferior a  $0.1 \Omega$ . Para los equipos con cable flexible, la resistencia máxima entre el terminal de tierra del enchufe a la red y cualquier parte del circuito equipo conectada a él deberá ser inferior a  $0.2 \Omega$ .

Las figura 2.22 muestra diversos casos de riesgos debidos a la falta de equipotencialidad o defectos de aislamiento de los equipos.

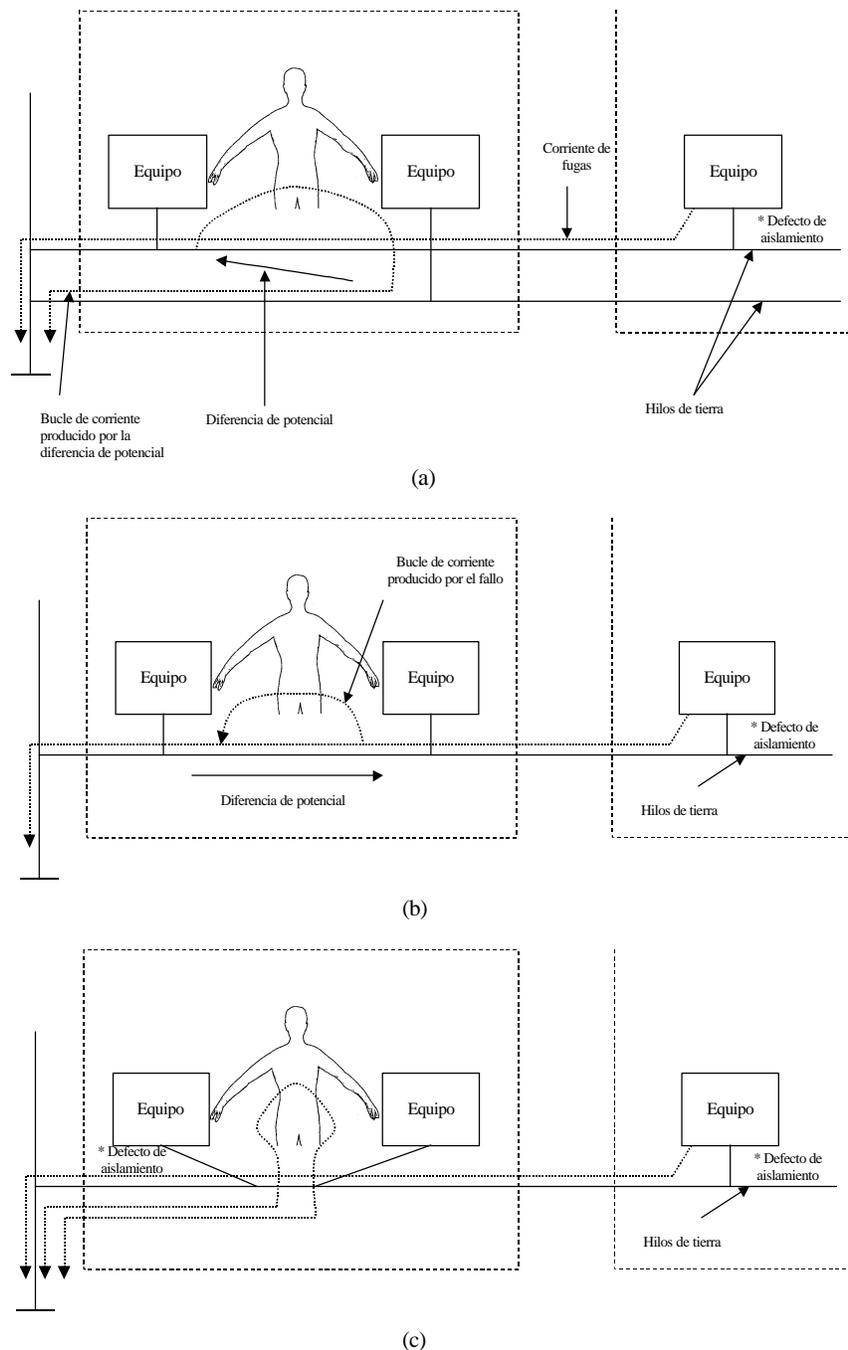


Figura 2.22.- Riesgos debidos a la falta de equipotencialidad o defectos de aislamiento de los equipos.

Las medidas de seguridad empleadas con mayor frecuencia tienen como finalidad asegurar en primer lugar que no puedan existir diferencias de potencial entre los objetos que pueden entrar en contacto con el paciente y que los pacientes no puedan entrar en contacto con ningún objeto puesto a masa o conductor. En segundo lugar se toman medidas para reducir las corrientes de fuga por debajo de  $10 \mu\text{A}$  para disminuir el riesgo de microshock en el caso de que algún equipo perdiese la integridad de la masa o puesta a tierra del equipo.

Para asegurar que todos los equipos u objetos conductores cercanos al paciente estén al mismo potencial, hay que emplear un sistema de masas equipotenciales, tal y como exige la reglamentación al respecto ( En E.E.U.U. la “National Electrical Code”), en todas las zonas donde haya pacientes susceptibles a la electricidad. En los ejemplos de la figura 2.23 se muestran que todas las tomas de corriente de una habitación están agrupadas en un panel. Los contactos de toma de tierra del equipo que hay en las tomas de corrientes están unidos por una línea de masa. Además todos los equipos u objetos metálicos se conectan a esta línea (masa de referencia) mediante cables de conexión independientes. Este sistema garantiza que todos los objetos que puedan entrar en contacto con el paciente estén al mismo potencial con tal que las conexiones individuales de toma de tierra de todos los equipos eléctricos se encuentren intactas.

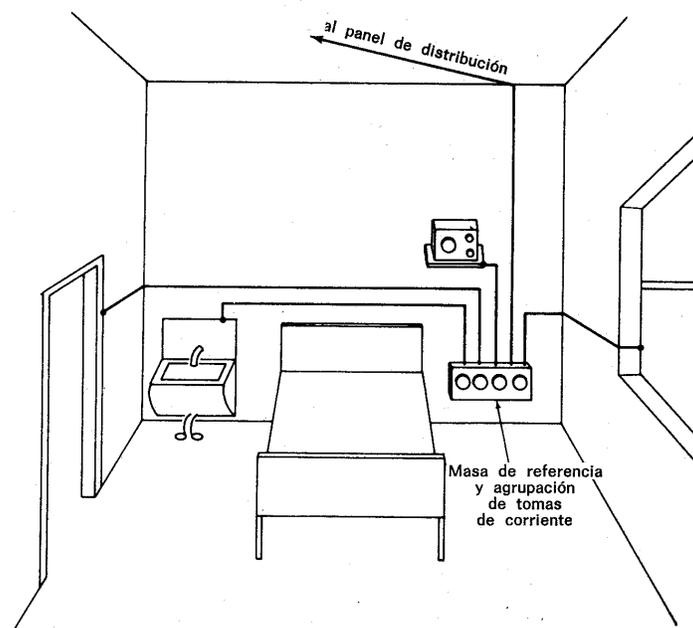


Figura 2.23.- Principios de un sistema equipotencial de masas en una habitación.

### 2.7.4.- CORRIENTES DE FUGA.

Aunque se disponga de un buen aislamiento pueden producirse derivas de corrientes denominadas corrientes de fuga que aunque en un principio su magnitud puede considerarse ridícula pueden ocasionar graves riesgos al paciente como pueden ser el caso de riesgos de microshock. A continuación se describen algunos de los motivos por los que puede producirse corrientes de fuga:

a) Corriente de fuga a tierra: Es la corriente que se mide a través del conductor de protección o puesta a tierra desde la red.

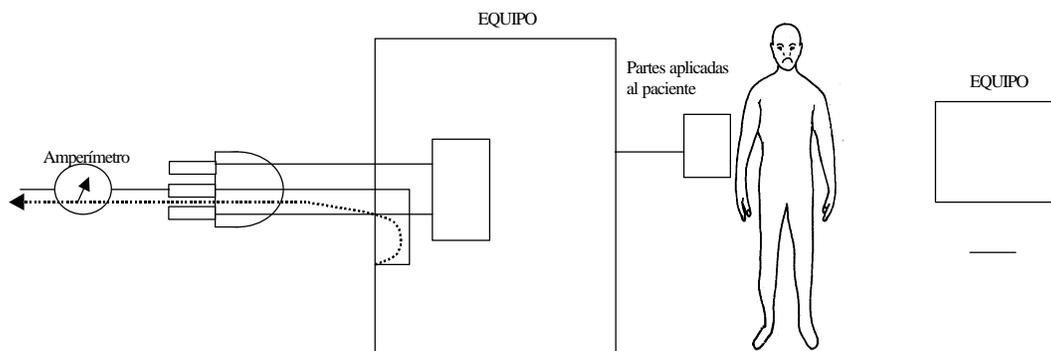


Figura 2.24.- Corriente de fugas a tierra.

b) Corriente de fugas del chasis: Es la que fluye del chasis a través de un camino conductor a tierra u otra parte del chasis, pero no por el conductor de protección.

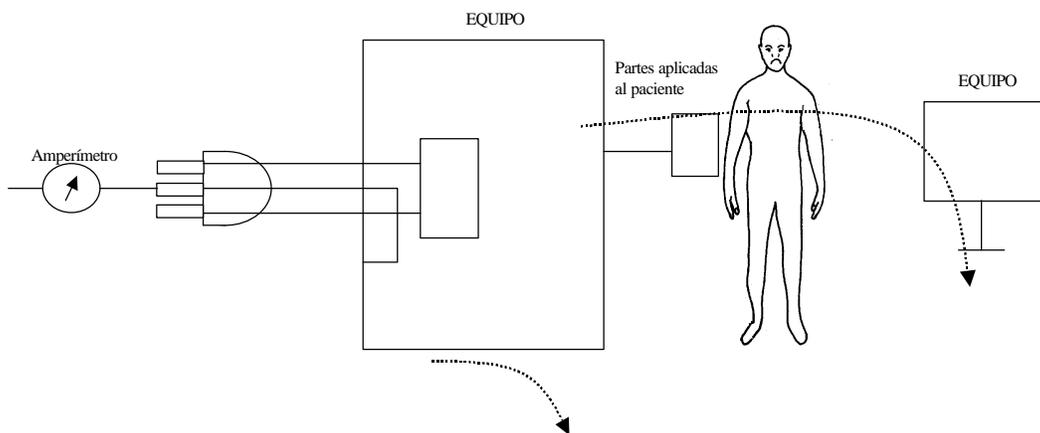


Figura 2.25.- Corriente de fugas del chasis.

c) Corriente de fugas del paciente: Es la que fluye de una parte aplicada del equipo al paciente a través de aquél a tierra, o de otro conductor a través del paciente a un equipo flotante.

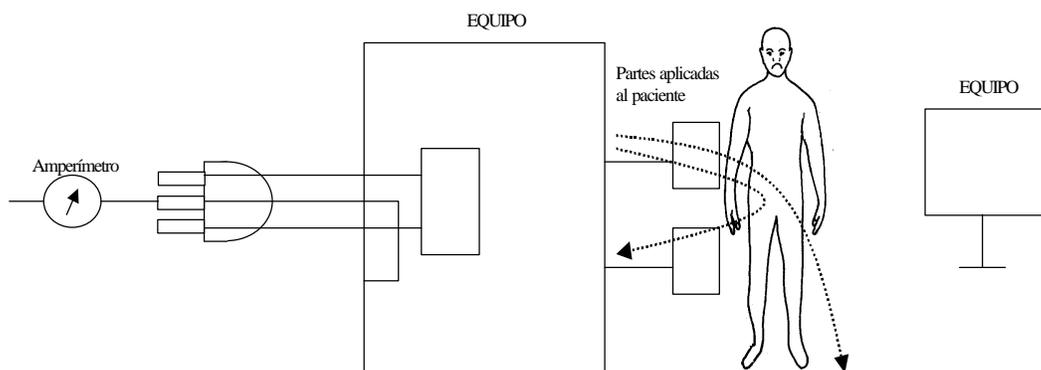


Figura 2.26.- Corrientes de fuga del paciente.

d) Corriente auxiliar del paciente: Es la que fluye a través del paciente entre aparatos aplicados en funcionamiento normal sin intentar producir efectos fisiológicos.

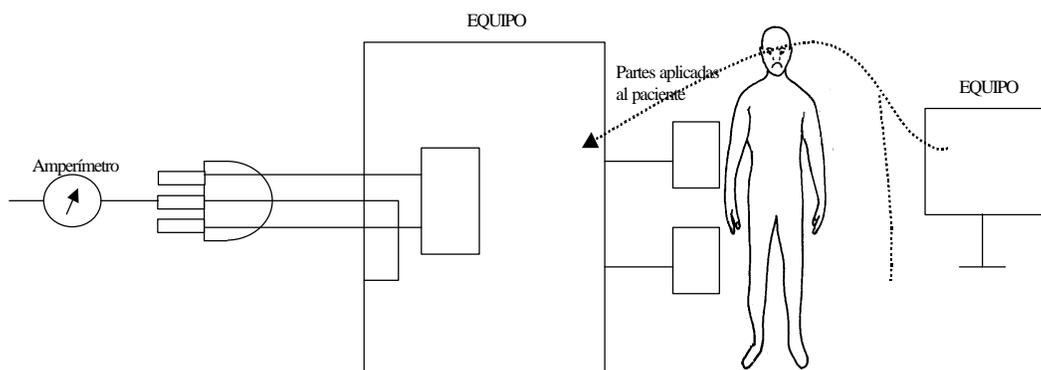


Figura 2.27.- Corriente auxiliar del paciente.

e) Corriente funcional del paciente: Es la fluye a través del paciente entre aparatos aplicados en funcionamiento normal intentando conseguir un efecto fisiológico, como por ejemplo en el caso de utilización de un electrobisturí.

La tabla 2.1 muestra las corrientes de fuga en mA de primer fallo para diversos tipos de equipos.

Camino de la corriente	Tipo B		Tipo BF		Tipo CF	
	FN	1 <sup>er</sup> fallo	FN	1 <sup>er</sup> fallo	FN	1 <sup>er</sup> fallo
Fugas a tierra	0.5	1	0.5	1	0.5	1
Fugas del chasis	0.1	0.5	0.1	0.5	0.01	0.05
Fugas del paciente con la red en la entrada y salida de señal	---	5	---	---	---	---
Fugas del paciente con la red en una parte aplicada al paciente						
Corriente auxiliar	---	---	---	5	---	0.05
Corriente de paciente	0.01	-	0.01	-		
	0.1*	0.5	0.1*	0.5	0.01	0.05
* para pletismografía de impedancias                      F.N = Funcionamiento Normal						

Tabla 2.1.- Corrientes de fuga de primer fallo para diferentes equipos.

## 2.8.- ANALIZADORES DE SEGURIDAD ELÉCTRICA.

Existen diversos equipos comerciales que se denominan analizadores de seguridad eléctrica y se utilizan para testear y comprobar los equipos de los servicios médicos. Estos equipos abarcan desde detectores de continuidad hasta detectores de aislamiento.

### 2.8.1.- DETECTORES DE CONTINUIDAD

Estos equipos detectan posibles cortocircuitos entre cables al mismo tiempo que miden que exista un camino físico entre dos puntos de un equipo.

### 2.8.2.- DETECTORES DE AISLAMIENTO

La alimentación de los equipos médicos normalmente se aísla de la red por medio de un transformador de aislamiento.

Para comprobar fallos en el aislamiento del equipo o posibles derivas tierra puede utilizarse un monitor de aislamiento de línea (LIM) también denominado detector dinámico de tierra (figura 2.28) que se utiliza para detectar la corriente de primer fallo en el transformador de aislamiento. Este monitor mide alternativamente la corriente de fugas resistiva y capacitiva entre conductores y tierra. Cuando la corriente de fugas total supera 1.7-2 mA se activa una alarma.

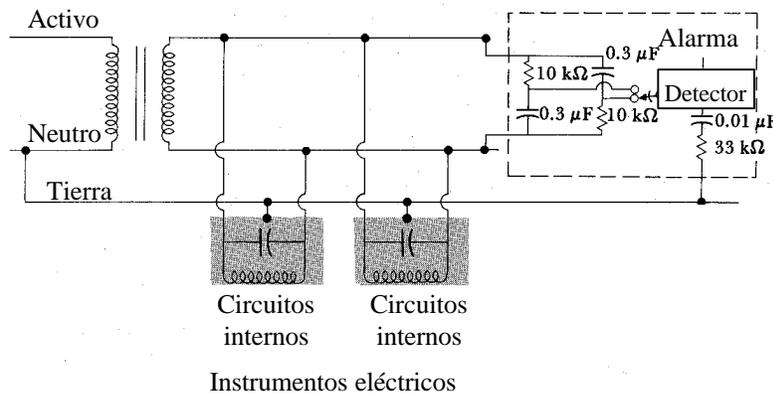


Figura 2.28.- Sistema de alimentación con aislamiento por transformador con un monitor de aislamiento de línea para detectar derivas a tierra.

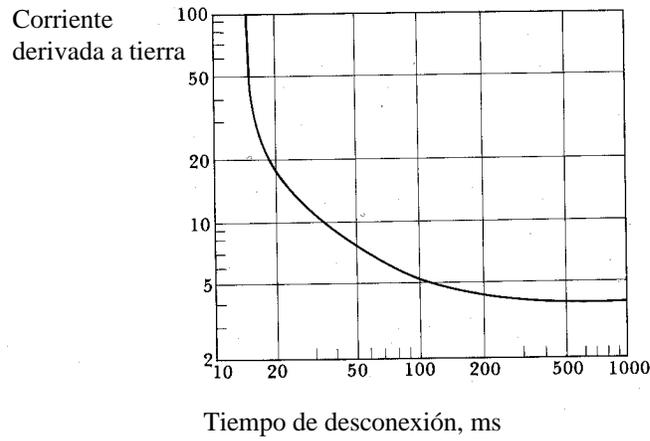
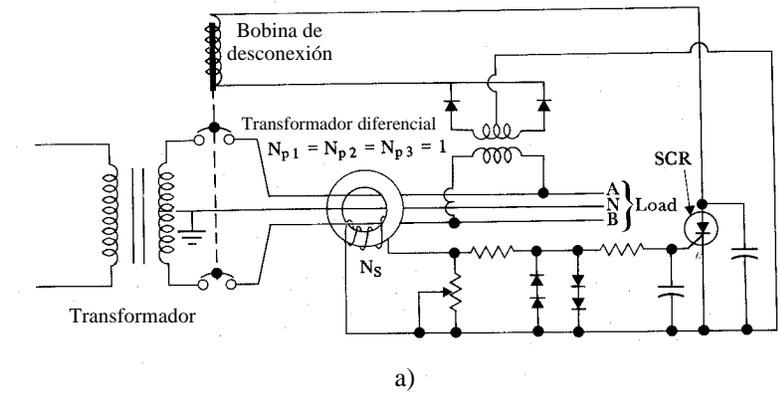
### 2.8.3.- INTERRUPTORES DE FALLO DE PUESTA A TIERRA (GFCI)

Este tipo de circuitos pueden detectar derivaciones a tierra o masa y desconectar la alimentación si esta deriva es superior a 6 mA. La figura 2.29 muestra un ejemplo de este tipo de circuitos, donde el GFCI sensa la diferencia entre las dos corrientes que circulan por los

conductores e interrumpe la alimentación cuando esta diferencia que se debe derivar a masa supera un cierto rango. Este aparato no diferencia el camino que toma la corriente para derivarse a masa: ya sea por el cable de masa o a través de una persona.

Los GFCI no son suficientemente sensibles a riesgos de microshock y por lo tanto se utilizan como protección de riesgos de macroshock.

En la figura 2.29.b se muestra el tiempo de desconexión (trip time) en función de la corriente de fugas a tierra detectada.



b)

Figura 2.29.- a) Esquema de un interruptor de fallo de puesta a tierra (gfcí). b) Tiempo de desconexión del equipo en función de la corriente derivada.

## 2.9.- TEST DE SEGURIDAD DE EQUIPOS ELECTROMÉDICOS E INSTALACIONES.

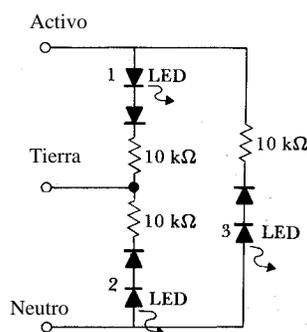
Los sistema de comprobación de la distribución eléctrica y equipos médicos deben considerar la seguridad de los pacientes y del resto de usuarios o personal que puede entrar en contacto con ellos. A continuación se comentan algunas de las comprobaciones más normales que deben realizarse:

### 2.9.1.- COMPROBACIÓN DE ENCHUFES.

Los enchufes deben tener una conexión adecuada y poseer los valores de tensión para los que se han diseñado. Los enchufes deben constar de tres terminales (activo, neutro y masa) por lo que pueden producirse diversos fallos:

- a) Alguna conexión abierta o inexistente (3 casos posibles).
- b) Hilos intercambiados (3 casos posibles).

En la figura 2.30 se muestra un dispositivo para comprobar el estado del enchufe. En este caso posee tres led con lo que puede detectar hasta 8 situaciones diferentes ( $2^3$ ) de las  $4^3$  posibles (existen tres contactos y cada uno puede tener 4 estados: abierto, activo, neutro y tierra).



	LED 1	LED 2	LED 3
Activo abierto (todos conectados a activo)	○	○	○
Neutro abierto	●	○	○
Posible no cableado	○	●	○
Tierra abierta	○	○	●
Activo/ tierra invertidos	●	●	○

Correcto ( o tierra/neutro invertidos)	●	○	●
Activo/neutro invertidos	○	●	●
Activo abierto y el neutro es el activo	●	●	●

● led ON ○ led OFF

Figura 2.30.- Equipo para comprobar el estado de los enchufes.

**2.9.2.- RESISTENCIA DE TIERRA.**

Consiste es hacer circular por el terminar de tierra una corriente elevada ( 1A) y comprobar la tensión entre tierra y el neutro. La resistencia obtenida en cualquier caso debe ser inferior a 0.2Ω.

Esta prueba nunca debe hacerse cuando exista riesgo de microshock, y en general cualquier riesgo para los pacientes o personal sanitario.

Esta resistencia entre ramas de distinta tierra debe ser inferior a 0.5 Ω y entre paneles de distribución diferentes inferior a 1.0 Ω.

**2.10.- PRUEBAS DE SEGURIDAD EN EQUIPOS.**

**2.10.1.- RESISTENCIA FIN DE TIERRA - CHASIS DEL EQUIPO.**

La resistencia entre la tierra del enchufe y el chasis del equipo o cualquier punto metálico externo no debe superar 0.15 Ω. En la figura 2.31 se puede observar este hecho.

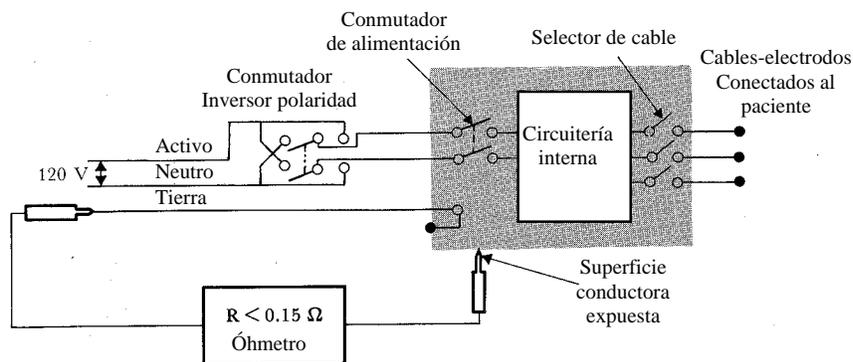


Figura 2.31.- Comprobación de la resistencia tierra-chasis del equipo.

### 2.10.2.- CORRIENTES DE FUGA DEL CHASIS

Las corrientes de fuga del chasis deben ser inferiores a 500  $\mu\text{A}$  en equipos que no tengan contacto con los pacientes e inferiores a 100  $\mu\text{A}$  en los que sí tengan contacto.

En la figura 2.32 se muestra un esquema de un equipo para comprobar o testear la corriente de fugas del chasis. La comprobación de esta corriente debe realizarse para cualquier polaridad de la tensión de alimentación o cuando el equipo está funcionando (ON) o está apagado (OFF).

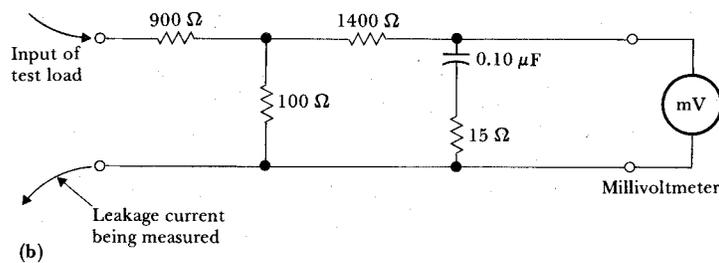
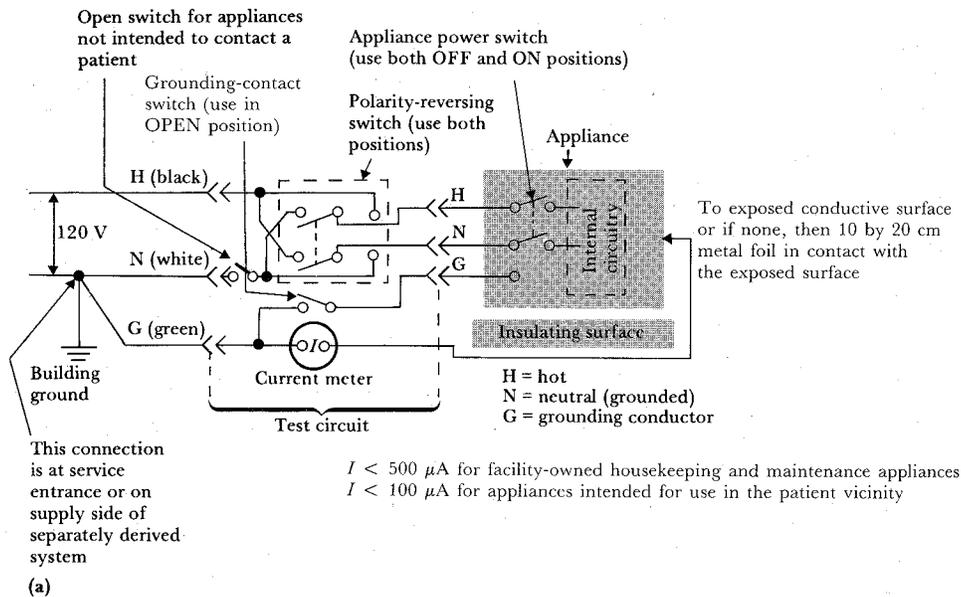


Figura 2.32.- a) Comprobación de la corriente de fugas del chasis. b) Circuito que se utiliza para medir la corriente de fugas.

### 2.10.3.- CORRIENTES DE FUGAS EN LOS HILOS DEL PACIENTE.

Las corrientes de fuga de los cables de contacto con el paciente o de los electrodos, deben tenerse en cuenta puesto que estos contactos suelen presentar bajas impedancias y pueden provocar riesgos o daños en el paciente. En estos contactos pueden existir diversos tipos de fugas: fugas a tierra, fugas entre pares de electrodos o entre cada uno y los demás. Al mismo tiempo debe prestarse especial atención en el aislamiento de los electrodos.

La corriente de fugas en este caso debe ser inferior a  $50 \mu\text{A}$ . En cables aislados esta corriente debe ser inferior a  $10 \mu\text{A}$ . Estos electrodos o cables aislados deben utilizarse para conectar catéteres o electrodos en el corazón. Para medir estas corrientes debe estar conectado el paciente tal y como puede apreciarse en la figura 2.32.

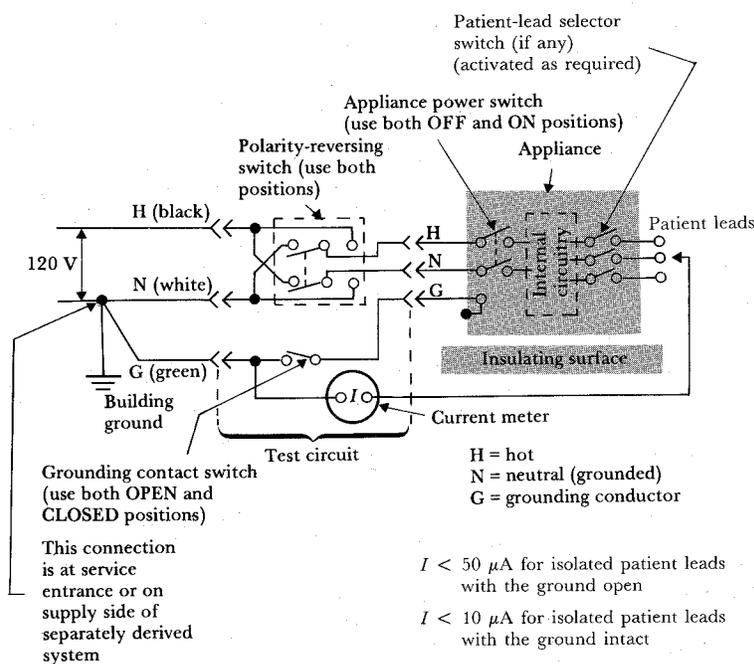


Figura 2.33.- Comprobación de la corriente de fugas de los hilos conectados al paciente.

Corrientes de fuga también pueden producirse entre pares de electrodos o entre cada uno y los demás. En la figura 2.34 se muestra un circuito para realizar esta medida.

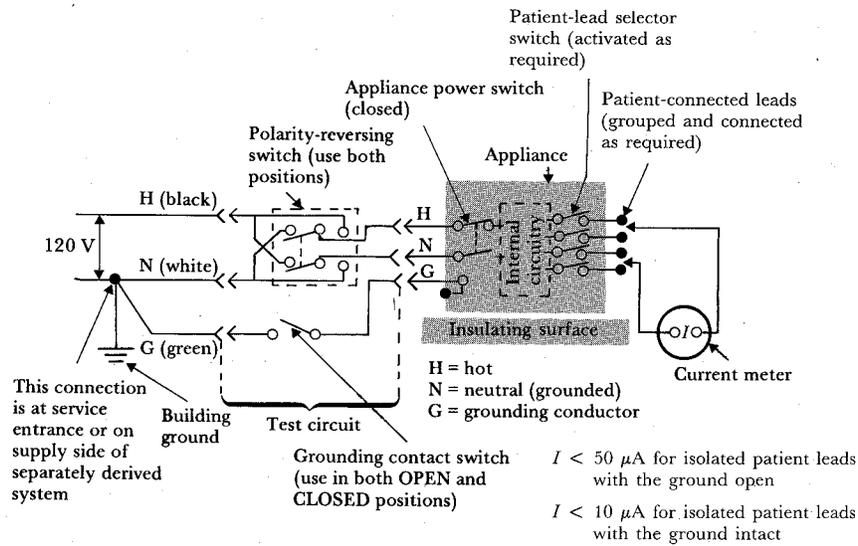


Figura 2.34.- Comprobación de las fugas entre los cables conectados al paciente.

Finalmente, puede producirse corrientes de fugas a través de los cables del paciente hacia tierra si se aplicase una tensión de alimentación o red donde el paciente se colocaría. De esta manera puede comprobarse el aislamiento electrodos-tierra ante conexiones de la red a cada electrodo. La figura 2.35 muestra un circuito para realizar esta medida.

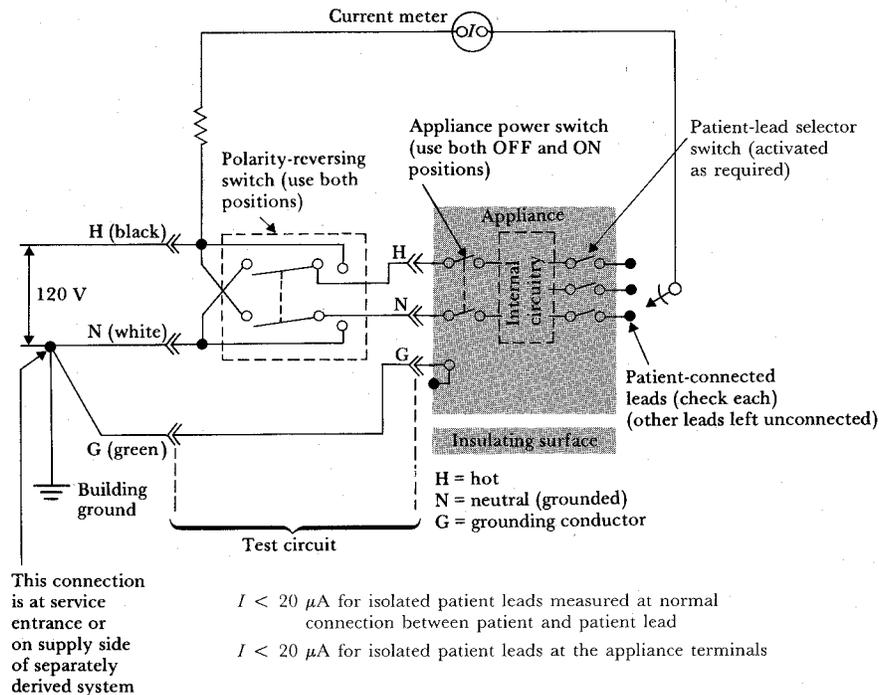
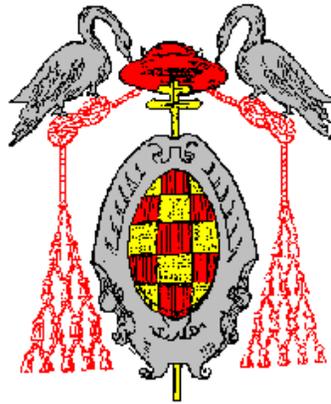


Figura 2.35.- Comprobación del aislamiento electrodo-tierra a una tensión igual a la de la red.

**UNIVERSIDAD DE ALCALÁ**  
**DEPARTAMENTO DE ELECTRÓNICA**

Ingeniería en Electrónica



Instrumentación Biomédica

**Tema 3**

**Sistemas de Acondicionamiento y Adquisición  
de Señales Bioeléctricas**

### 3.1. INTRODUCCIÓN

El objetivo de este tema es acometer el estudio de la adquisición, amplificación y acondicionamiento de potenciales bioeléctricos a nivel extracelular mediante electrodos. Como ya se ha estudiado, la actividad fisiológica de las células en las diferentes estructuras biológicas provoca potenciales bioeléctricos tanto intracelulares como extracelulares.

Para desarrollar sistemas de captación de señales biopotenciales conviene estudiar las características de las mismas y a partir de éstas desarrollar los sistemas de amplificación y de acondicionamiento. También deben considerarse en el diseño las medidas de seguridad necesarias con el fin de que el paciente no sufra riesgo alguno.

En este tema nos vamos a centrar en el estudio de los amplificadores de potenciales bioeléctricos o bioamplificadores, adaptando sus cualidades en función a la señal que se desea medir.

### 3.2. PROBLEMÁTICA DE LA CAPTACIÓN DE LAS SEÑALES BIOELÉCTRICAS.

El principal problema de la captación de las señales bioeléctricas proviene de los valores de amplitud y frecuencia de las mismas. Dichas amplitudes son pequeñas y a menudo se encuentran contaminadas de ruido que incluso puede ser superior al valor de la propia señal.

En este apartado se estudian los problemas que surgen en la captación de las señales extracelulares. A partir de estas señales se establecen las especificaciones del amplificador necesario para recuperar las mismas, así como las características del equipo de medida y las relacionadas con el ancho de banda de la señal de entrada.

#### 3.2.1. Características generales de las señales bioeléctricas.

Los potenciales bioeléctricos del cuerpo humano o de cualquier animal raramente son determinísticos. Sus magnitudes varían con el tiempo, incluso cuando todos los factores que las originan están controlados. Los valores de la misma medida pueden variar enormemente entre diferentes individuos aunque estos estén sanos y las condiciones de medición sean las mismas. Esto quiere decir que los valores pueden ser muy diferentes para diferentes personas aunque sean valores normales en ellos.

A continuación se comentan algunos de los valores típicos para diferentes señales bioeléctricas:

SEÑAL	MAGNITUD	ANCHO DE BANDA (Hz)
ECG (electrocardiograma)	0'5 - 4 mV	0'01 - 250
EEG (electroencefalograma)	5 - 300 $\mu$ V	DC - 150
EKG (electrogastrograma)	10 - 1000 $\mu$ V	DC - 1
EMG (electromiograma)	0.1 - 5 mV	DC - 10.000
EOG (electrooculograma)	50 - 3500 $\mu$ V	DC - 50
ERG (electroretinograma)	0 - 900 $\mu$ V	DC - 50

Tabla 3.1. Señales bioeléctricas.

Los valores indicados en la tabla anterior fijan la ganancia y el ancho de banda que debe tener el equipo de medida. Tomando como ejemplo la señal del ECG, y para evitar deformaciones mayores del 10%, la *American Heart Association* recomienda que el ancho de banda de los equipos destinados a captar el ECG sea al menos de 0'1 a 100 Hz. No obstante, en función de la patología a detectar puede ser necesario trabajar con mayores anchos de banda.

### 3.2.2. Fuentes de ruido e interferencia en un bioamplificador.

A la vista de los valores de la tabla 3.1, podría pensarse que el problema de la adquisición de los biopotenciales se reduce a diseñar y construir un amplificador con ganancia elevada y ancho de banda suficiente. Sin embargo, el principal problema en el registro de estas señales se encuentra en reducir al mínimo las interferencias o ruido que se encuentran mezcladas con ella y que en muchos casos tienen mayor amplitud que la propia señal, y con un espectro de frecuencia superpuesto.

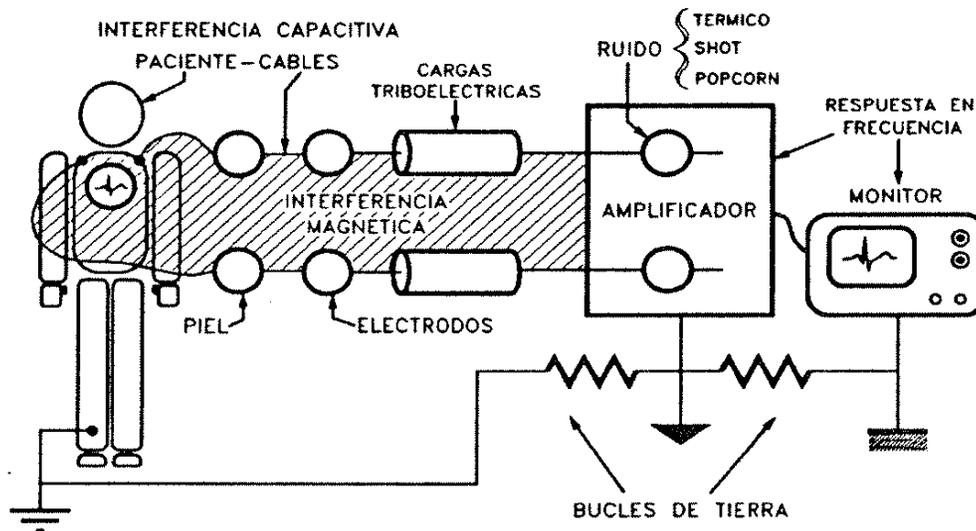


Figura 3.1. Fuentes de interferencia que actúan sobre la medida de un biopotencial extracelular.

En la figura 3.1 se muestran las principales fuentes de ruido que actúan sobre el registro de cualquier potencial bioeléctrico. Una posible clasificación de interferencias puede ser:

- Interferencias externas al equipo de medida:
  - ⇒ Capacitivas:
    - > Acoplamiento capacitivo con el paciente.
    - > Acoplamiento capacitivo con los conductores y el equipo.
  - ⇒ Inductivas.
  - ⇒ Originadas por la interfaz electrodo-electrolito-piel.
  - ⇒ Debidas a otros potenciales bioeléctricos.
  - ⇒ Debidas a otros sistemas fisiológicos.
  - ⇒ Debidas a cargas electrostáticas.

- Interferencias internas al equipo de medida:
  - ⇒ Provocadas por el transformador de la fuente de alimentación.
  - ⇒ Debidas al rizado de la fuente de alimentación.
  - ⇒ Ruido generado por los componentes electrónicos.

Las interferencias externas son todas aquellas que tienen su origen fuera del equipo amplificador. La principal fuente de interferencia externa es, sin duda, la red de distribución de energía eléctrica, que provoca una señal de interferencia de 50 Hz, ya que las interferencias introducidas por otros equipos tienen generalmente frecuencias superiores al ancho de banda de la señal bioeléctrica. Ésta es la responsable de todas las alteraciones debidas por acoplo inductivo y capacitivo. Siendo el acoplo capacitivo de la red eléctrica con el cuerpo del paciente la mayor fuente de ruido presente en el registro de cualquier potencial bioeléctrico.

No obstante, conviene tener presente posibles interferencias o artefactos introducidos por otros biopotenciales como por ejemplo los artefactos introducidos por el sistema respiratorio en el registro del ECG. Estos artefactos pueden minimizarse variando la colocación de los electrodos, de forma que éstos se posicionen en lugares donde su influencia sea mínima.

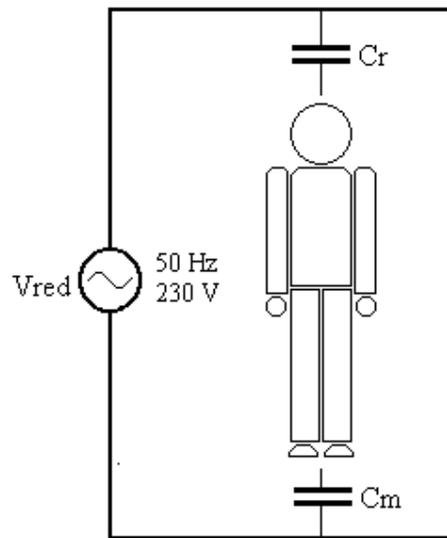
### **3.2.2.1. Interferencias capacitivas**

Son debidas al acoplo capacitivo que existe entre los diferentes elementos del sistema de medida y la red de suministro eléctrico. Provocan la aparición sistemática de una señal de 50 Hz en los registros bioeléctricos. Cabe diferenciar entre el acoplo capacitivo con el paciente y el acoplo capacitivo con los conductores y el equipo.

#### ***Acoplamiento capacitivo con el paciente***

Produce el efecto más importante de todos los ruidos y condiciona totalmente el diseño del amplificador. A continuación se describe sus causas y las técnicas para atenuar sus efectos.

Se puede considerar el cuerpo humano como un conductor volumétrico. Este conductor está separado por el aire de los conductores de la red eléctrica que se encuentran en el ambiente donde se realizan las medidas. Se forman de esta manera dos condensadores cuyas armaduras son el sujeto y los conductores vivos y de tierra respectivamente, asumiendo el aire el papel de dieléctrico. En este modelo se ha despreciado la impedancia del cuerpo humano por que la resistencia que presentan los tejidos internos es muy baja.



**Figura 1.** Acoplo capacitivo de la red con el cuerpo del paciente.

Los condensadores formados no son en absoluto despreciables, dependiendo de la situación del paciente. Para un paciente bien aislado, tumbado en una cama con toma de tierra, se podrían aceptar los siguientes valores:

$$C_r = 2 \text{ pF.}$$

$$C_m = 520 \text{ pF.}$$

Para el caso de un paciente tumbado en cama sin toma de tierra y tocando la barandilla, estos valores se elevan a:

$$C_r = 200 \text{ pF.}$$

$$C_m = 3300 \text{ pF.}$$

Se forma un divisor de tensión que hace que el paciente se encuentre a una tensión con respecto a tierra de un valor aproximado:

$$V_p \approx V_R \times \frac{C_m}{C_r + C_m} = 2 \times \sqrt{2} \times 230 \times \frac{2}{2 + 520} \approx 2'49 \text{ volt.}$$

Recordando que los niveles del ECG y del EOG sobre la piel son aproximadamente de 1 mV y 10  $\mu$ V respectivamente, queda clara la importancia de esta señal de interferencia. Esta es, con mucho, el ruido que más enmascara la señal y condiciona el diseño del amplificador. En un apartado posterior, el correspondiente a las especificaciones del amplificador, se verá su influencia y la forma de atenuar sus efectos en los registros.

### ***Acoplamiento capacitivo con el equipo de medida***

El acoplo capacitivo de la red de suministro eléctrico con los cables que conducen la señal al equipo hará que aparezcan corrientes de desplazamiento. Estas corrientes fluirán a tierra a través de las interfaces electrodo-piel, el cuerpo del paciente y el tercer electrodo del amplificador, produciendo tensiones en modo común y diferencial. En la figura 3.2 puede observarse el acoplo capacitivo mediante las capacidades  $C_1$  y  $C_2$ .

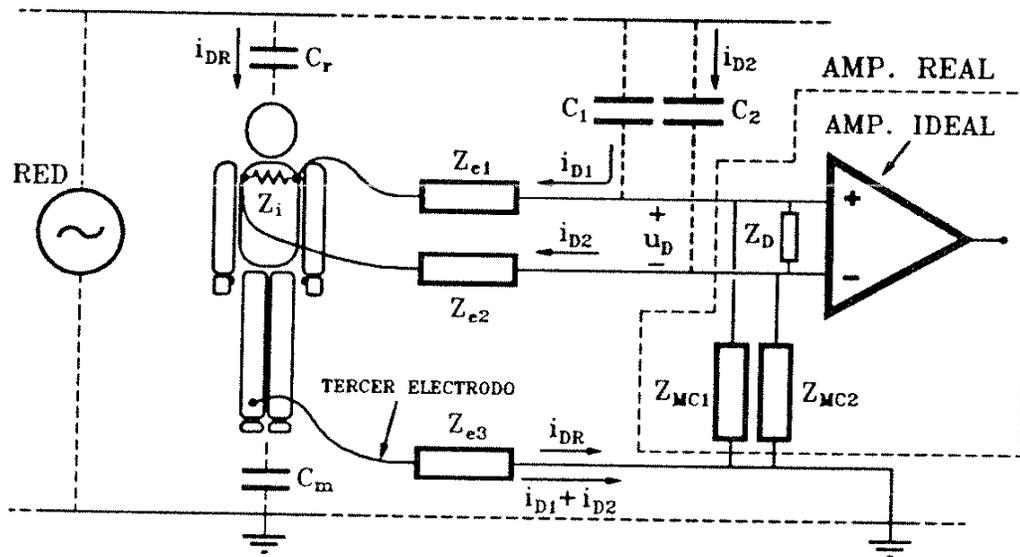


Figura 3.2. Acoplamiento capacitivo con los conductores

Asumiendo que las impedancias de los condensadores ( $Z_{MC1}$  y  $Z_{MC2}$ ) y de entrada del operacional  $Z_D$  son mucho mayores que las impedancias de los electrodos ( $Z_{e1}$ ,  $Z_{e2}$  y  $Z_{e3}$ ). De esta forma, considerando las capacidades acopladas y las impedancias de los electrodos y despreciando la resistencia del cuerpo, aparece una tensión en modo común:

$$U_{MC} = Z_{e3} (i_{D1} + i_{D2})$$

Al mismo tiempo, aparece una tensión diferencial debida a diferencias entre las corrientes y desequilibrios de las impedancias de las interfase electrodo-piel:

$$U_D = Z_{e1} i_{D1} + Z_{e2} i_{D2}$$

Una posibilidad para reducir este tipo de interferencia es procurar que las impedancias electrodo-piel sean bajas y que el desequilibrio entre ellas sea mínima, lo cual no siempre es posible.

Otra solución consiste en disminuir las corrientes utilizando conductores apantallados con la pantalla conectada a masa. Al realizar esta conexión el acoplo capacitivo se produce con las pantallas, derivándose a masa las corrientes de frecuencia 50 Hz. Sin embargo, esta conexión producirá una disminución de la impedancia de entrada de modo común del amplificador, debido a que dichos cables tienen una capacidad entre el conductor interno y la pantalla del orden de 30 pF/m a 100 pF/m y quedarían en paralelo con la impedancia en modo común del amplificador. Al mismo tiempo, estas capacidades no son iguales para cada cable (electrodo) de forma que se produce un desajuste de la tensión en modo común vista por cada terminal de entrada del amplificador y en consecuencia se genera una tensión diferencial proporcional a la tensión común que puede tener más influencia que la disminución de impedancia vista

anteriormente. Este problema se puede solucionar conectando el apantallamiento de los cables a la tensión en modo común como indica la figura siguiente:

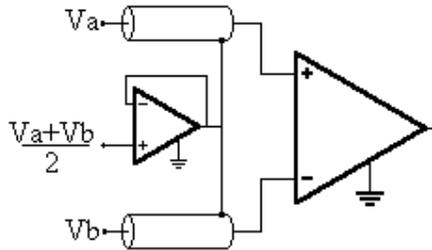


Figura 3.3. Apantallamiento de los cables de entrada mediante guarda activa.

De esta forma el acoplamiento capacitivo se produce con la pantalla y no con el conductor interno, por lo tanto, las corrientes de 50Hz se derivan a masa a través del seguidor, sin interferir en los cables que transportan la señal. Esta conexión tiene la ventaja de no disminuir las impedancias de entrada en modo común como sucede cuando se conectan directamente las pantallas de los cables a masa o a otro potencial.

### 3.2.2.2. Interferencias inductivas

Este tipo de interferencias son causadas normalmente por la red eléctrica. Por ella circulan corrientes variables de 50 Hz que provocan la aparición de campos magnéticos variables con el tiempo. Estos campos magnéticos atraviesan los bucles formados en el sistema de medida, induciendo ellos tensiones de 50 Hz de acuerdo con la ley de Lenz:

$$e = -\frac{d\Phi}{dt} = \frac{d}{dt} \int B \cdot ds$$

donde:

e: fuerza electromotriz inducida.

F: flujo.

B: inducción magnética.

Suponiendo los siguientes valores:

$$B = B_0 \cdot \text{sen } \omega t \quad (\text{campo senoidal})$$

$$A = \text{área}$$

Queda:

$$e(t) = A \cdot B_0 \cdot w \cdot \cos wt$$

Estas tensiones son proporcionales al área del bucle en cuestión y a la frecuencia del campo magnético que interfiera. Las más importantes se inducen en el bucle formado por el paciente, los conductores y el propio equipo. La mejor solución para reducir la interferencia magnética, es hacer el área del bucle de medida tan pequeña como sea posible, lo cual puede conseguirse trenzando los cables de medida desde el equipo de registro hasta las proximidades del paciente o utilizando cable coaxial adecuado con una conexión apropiada.

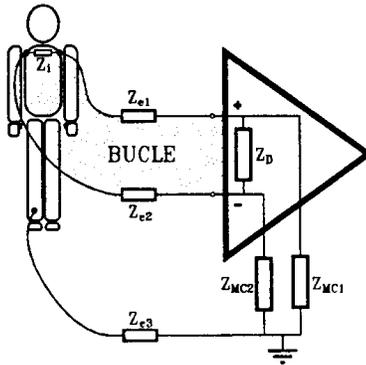


Figura 3. Bucle de interferencia magnética.

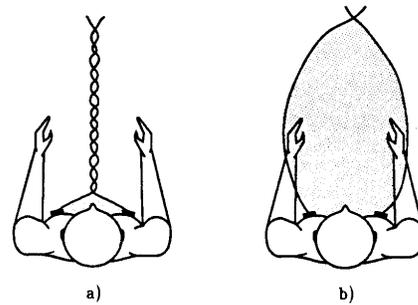


Figura 4. a) Disposición correcta de cables.  
b) disposición incorrecta.

Las interferencias de 50Hz son las que más afectan al diseño del sistema de amplificación, por lo que en el caso de que las medidas anteriores no sean suficientes puede adoptarse otro tipo de soluciones complementarias como incluir un filtro notch a 50Hz en la cadena de amplificación con el inconveniente de que se pierde la información a dicha frecuencia.

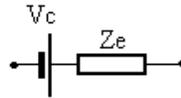
### 3.2.2.3. Potencial de contacto electrodo-piel

Al colocar un electrodo en contacto con la piel a través de un electrolito se produce una distribución de cargas entre la interfaz electrodo-electrolito que da lugar a la aparición de un potencial (potencial de media celda). Si el electrodo se mueve respecto del electrolito, se producirá una alteración en la distribución de la carga que provocará una variación transitoria del potencial de media celda. De la misma forma, en la interfaz electrolito-piel también existirá una distribución de cargas y, por tanto, un potencial de equilibrio que variará si se produce movimiento entre la piel y el electrolito. Este tipo de interferencias (en inglés "motion artifact") producen una fluctuación de la señal a frecuencias muy bajas (<1 Hz), no susceptibles de ser filtradas debido a la gran cantidad de información que poseen a estas frecuencias la señal del ECG y del EOG, y en general la mayoría de los biopotenciales.

Este problema se puede solventar fijando el electrodo a la piel, de forma que se evite cualquier movimiento. Y utilizando electrodos de materiales que presenten polarizaciones menores como los electrodos de plata-cloruro de plata.

La unión electrodo-electrolito-piel puede modelizarse eléctricamente como una tensión

continúa en serie con una impedancia tal como se muestra en la siguiente figura.



**Figura 5.** Potencial de contacto electrodo piel.

En una amplificación diferencial si los potenciales de contacto fueran iguales no existiría ningún problema. En la práctica es imposible conseguir esta igualdad, por lo que la señal bioeléctrica estará superpuesta a una tensión continua, siendo ambas amplificadas. Ello limita la ganancia de la primera etapa amplificadora, ya que esta tensión continua podría saturar el amplificador.

#### **3.2.2.4. Interferencias provocadas por otros potenciales bioeléctricos**

Una fuente de interferencias, difícilmente evitable, la constituye la actividad de otros potenciales bioeléctricos presentes en el organismo. Pueden citarse, por ejemplo, las interferencias del ECG materno en el registro del ECG fetal, o las del EMG (electromiograma) sobre el ECG y especialmente sobre la señal del ECG registrada en una prueba de esfuerzo. Considerando ahora el EOG pueden detectarse interferencias provocadas por el EEG (electroencefalograma) o por acciones musculares como masticar, abrir o cerrar los ojos..etc.

No existe una forma clara de evitar dichas interferencias. Así, por ejemplo, en el registro de las señales del ECG es importante que el paciente esté relajado y en reposo, procurando que su actividad muscular sea la mínima posible.

Otra solución es la colocación adecuada de los electrodos para que una señal quede realzada respecto de la otra. Ello es posible por la influencia que tienen los factores geométricos en la amplitud y forma de las señales bioeléctricas.

#### **3.2.2.5. Interferencias provocadas por otros sistemas fisiológicos**

La interacción entre los diferentes sistemas fisiológicos de los seres vivos se traduce en la aparición de interferencias sobre la señal que se desea medir. Una de las interacciones más estudiadas es la variación de las señales del sistema cardiovascular por la acción del sistema respiratorio. Este provoca cambios de amplitud y de forma en los registros del ECG, así como una variación del ritmo cardíaco.

#### **3.2.2.6. Interferencias provocadas por cargas electrostáticas. Interferencias triboeléctricas**

Reciben este nombre las interferencias provocadas por la circulación, a través de los electrodos a tierra, de las cargas electrostáticas almacenadas en el cuerpo del paciente. Ello provoca, normalmente, fluctuaciones de la línea base y, en ocasiones la saturación de los amplificadores.

La generación de la carga electrostática puede tener diversos orígenes y es almacenada en la capacidad creada entre la superficie corporal y tierra. Esto provoca la aparición de una diferencia de potencial entre el cuerpo y tierra que dependerá de la carga generada.

Las cargas triboeléctricas también provocan interferencias de modo común e interferencias de modo diferencial cuya magnitud depende, sobre todo, de las impedancias de las interfaces electrodo-piel.

### 3.2.2.7. Fuentes internas de ruido

Se consideran interferencias internas, aquellas que son provocadas por fuentes incluidas en el bioamplificador. Entre ellas destacan las causadas por la fuente de alimentación y las debidas al ruido interno de los componentes electrónicos en general.

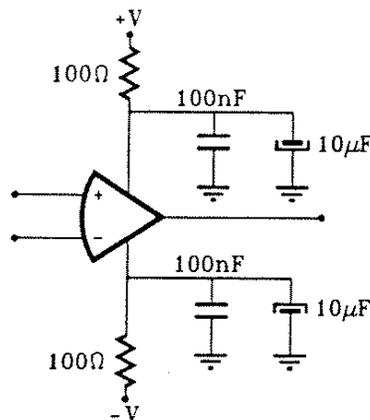
#### *Interferencias debidas a la fuente de alimentación*

Si la fuente de alimentación del amplificador incorpora un transformador, el rizado de 100 Hz, correspondiente a la rectificación de los 50 Hz de la red, provocara interferencias que pueden ser importantes.

Cuando se utilizan amplificadores operacionales el problema se reduce a elegir un componente con una relación de rechazo frente a variaciones de la tensión de alimentación (PSRR, *power supply rejection ratio*) lo suficientemente grande. Este dato lo suministra el fabricante.

También influye el valor del rechazo al rizado del regulador de la fuente de alimentación. Una solución aceptable para solucionar estos problemas es usar baterías para alimentar el amplificador, que además de reducir el ruido de alimentación, añaden seguridad al paciente.

En cualquier caso, pueden utilizarse redes de filtrado en las alimentaciones que sirven para atenuar la interferencia del rizado de la fuente.



### ***Ruido generado por los componentes electrónicos***

Los componentes electrónicos, bien sean activos o pasivos, generan señales de ruido, en general aleatorias, que contaminan las medidas. En los sistemas que requieren grandes amplificaciones, este problema puede ser crítico y exige una adecuada selección de los componentes de las primeras etapas.

Los componentes pasivos, especialmente las resistencias, que tienen una densidad espectral de ruido:

$$e_n = \sqrt{4KTR} \quad (V / \sqrt{Hz})$$

donde:

K: constante de Boltzman,  $1.38 \cdot 10^{-23}$  (J/K.)

T: temperatura absoluta. (K)

R: resistencia. ( $\Omega$ )

Siempre que sea posible interesará utilizar valores bajos.

En cuanto a los componentes activos, la única medida posible es la selección de los que presenten menores niveles de ruido, dentro de las exigencias del diseño, incluidas las económicas.

En todo caso, es muy recomendable limitar mediante filtros la banda de funcionamiento todo lo que permita el espectro de la señal de interés.

### 3.3. DIAGRAMA DE BLOQUES DE UN BIOAMPLIFICADOR

Cualquier sistema de acondicionamiento de biopotenciales se va a ajustar a un mismo diagrama de bloques, como el mostrado en la figura 6. Este diagrama comienza en los electrodos, los cuales transforman las corrientes iónicas del cuerpo en corrientes eléctricas. A continuación se encuentra un preamplificador, con alto rechazo al modo común y alta impedancia de entrada. Seguidamente aparece un amplificador de aislamiento, con el fin de que no exista conexión eléctrica entre el paciente y la instalación eléctrica. Después se realiza un filtrado analógico de la banda de frecuencias de interés y puede que exista una última etapa de amplificación, que puede estar incorporada también en la etapa de filtrado. Además es necesario un sistema de alimentación que tenga dos fuentes aisladas eléctricamente, una para cada lado de la barrera de aislamiento de manera que el paciente mantenga el aislamiento con la instalación eléctrica.

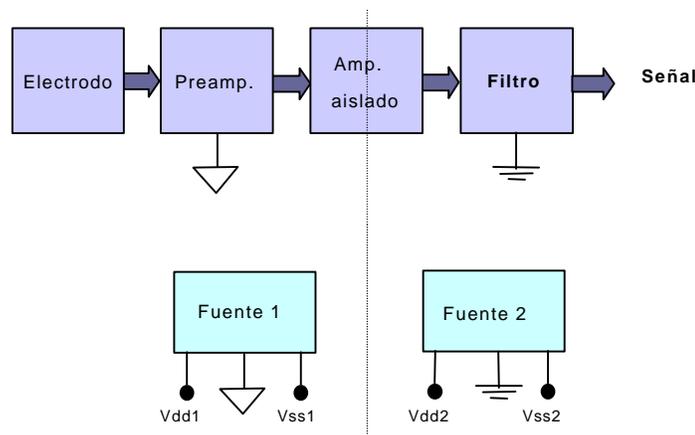


Figura 6. Diagrama de bloques de un sistema de captación de biopotenciales.

A continuación, se analizarán con más detalle las características que debe cumplir cada bloque.

#### 3.3.1. EL PREAMPLIFICADOR

Como se ha comentado en apartados anteriores, la amplificación de cualquier biopotencial es un proceso delicado. En el que además de incluir una gran ganancia, es necesario tener en cuenta las interferencias que enmascaran la señal. La interferencia con una influencia más directa y negativa sobre la amplificación es el acople capacitivo de la red eléctrica sobre el cuerpo del paciente. En este apartado se analizan los efectos de este acople y se muestran los requisitos del amplificador para minimizar sus efectos.

##### 3.3.1.1. Selección del modelo de amplificación

En el estudio de las interferencias capacitivas se demostró que puede aparecer una tensión en modo común acoplada por la red al cuerpo del paciente de valor 2'49 V. Por lo tanto, lo más lógico sería utilizar amplificación diferencial para atenuar todo lo posible la señal en modo común.

Para demostrar esta afirmación se iniciará el estudio por el sistema de amplificación más básico, la amplificación no diferencial. Este modelo se muestra en la figura 8, dónde se puede observar como la señal de red se acopla a un paciente sobre en que se está realizando una medida unipolar o absoluta respecto a una referencia.

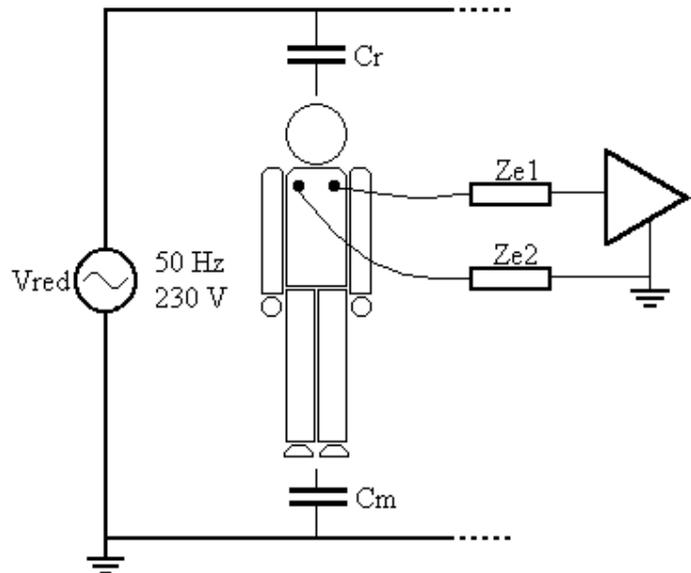


Figura 8. Modelo equivalente de un sistema básico de amplificación.

En el modelo presentado se va a calcular la señal a la entrada del amplificador considerando que la impedancia de este es infinita. Para ello en la figura 9 se presenta el circuito equivalente al sistema de amplificación no diferencial en estudio.

En este esquema se pone de manifiesto que la señal obtenida a la salida del amplificador es la suma ponderada de la tensión bioeléctrica y la de interferencia debida al acoplamiento capacitivo de la red eléctrica. El coeficiente de ponderación es función de los condensadores y de las impedancias de contacto de los electrodos  $Z_e$ .

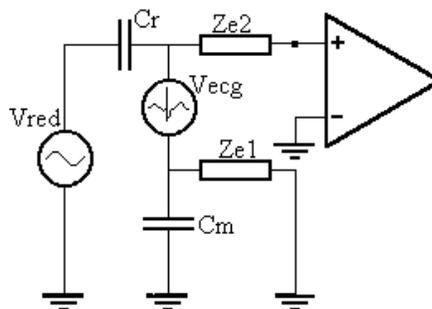


Figura 9. Amplificación no diferencial.

Asumiendo para la resistencia de contacto electrodo piel un valor de 10 kΩ y teniendo en cuenta que para el valor dado para Cm a la frecuencia de red la impedancia que le corresponde (Xcm) es de unos 6 MΩ. Se puede despreciar el efecto de esta impedancia en el acoplo. Con esta aproximación la tensión de interferencia a la entrada del amplificador será:

$$V_{\text{interf}} = \frac{Z_{e1}}{Z_{e1} + \frac{1}{C_r s}} \times V_{\text{red}}$$

Suponiendo que la impedancia Ze1 es puramente resistiva tomando módulos queda:

$$|V_{\text{interf}}| = \frac{Z_{e1} C_r \omega}{\sqrt{Z_{e1}^2 C_r^2 \omega^2 + 1}} \times V_{\text{red}}$$

Con los valores dados para Cr y Ze1, 2 pF y 10 kΩ respectivamente, el discriminante de la raíz en la expresión anterior puede aproximarse a la unidad. En consecuencia una aproximación para la señal de interferencia vendrá dada por:

$$|V_{\text{interf}}| = Z_{e1} C_r \omega |V_{\text{red}}| = 10000 \times 2 \times 10^{-12} \times 2 \times \pi \times 2\sqrt{2} \times 220 = 3'9 \text{ mV}$$

El nivel de la señal de interferencia es mayor que el de la señal bioeléctrica, el nivel medio del ECG es de 1 mV y del EOG de pocos μV. Este razonamiento demuestra que **es imprescindible la amplificación diferencial** para atenuar en lo posible el gran componente existente de ruido en modo común.

### 3.3.1.2. Amplificación diferencial

En la figura 10 se muestra un sistema de amplificación diferencial. Recordar que un amplificador diferencial es aquel que amplifica la diferencia de tensiones existentes entre sus entradas respecto a la de referencia.

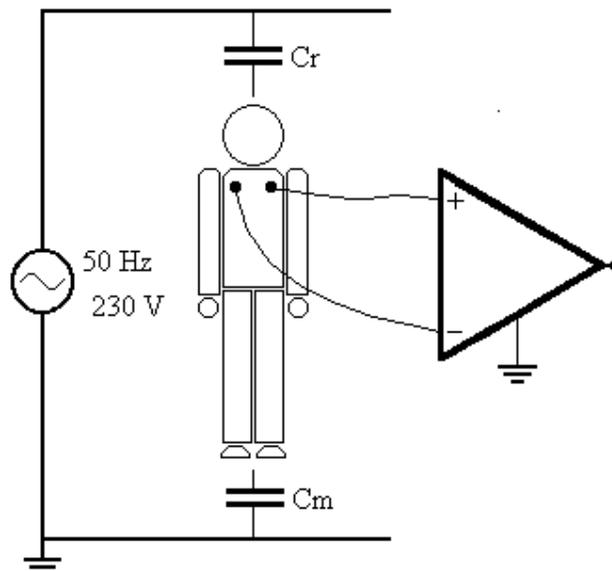
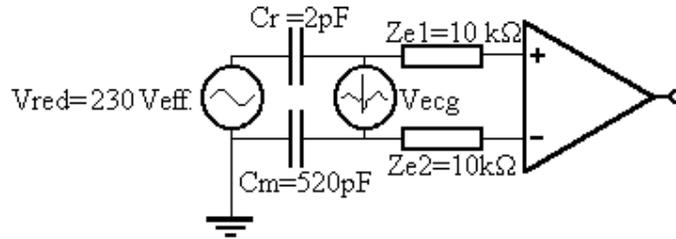


Figura 10. Sistema de amplificación diferencial.

Este esquema se puede modelizar en el circuito siguiente:



**Figura 11.** Circuito equivalente para la amplificación diferencial.

El paciente está sometido a una tensión en modo común de valor:

$$|V_{mc}| = \frac{C_r}{C_r + C_m} \times |V_{red}| = \frac{2}{522} \times 2\sqrt{2} \times 230 = 2'49 \text{ volt.}$$

El nivel de la señal de interferencia referido a la entrada, que sería una señal diferencial tal que provocara un nivel en la señal de salida igual al de la interferencia, se define:

$$V_{interf} = \frac{V_{MC} A_{MC}}{A_D} = \frac{V_{MC}}{CMR}$$

Si se exigiese una señal de interferencia menor a 1% del nivel de la señal (en el caso de ECG) sería necesario un rechazo al modo común de:

$$\frac{V_{MC}}{CMR} \leq V_{interf} \rightarrow CMR \geq \frac{V_{MC}}{V_{interf}} = \frac{2'49}{10^{-5}} = 249000$$

$$CMRR = 20 \log CMR = 20 \log 249000 = 108 \text{ dB}$$

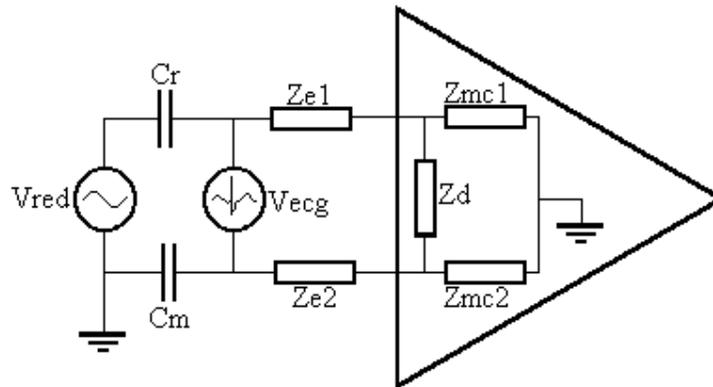
Para el caso de EOG todavía es mayor el rechazo obtenido.

La conclusión que se saca de las deducciones anteriores es que el amplificador diferencial debe tener un rechazo al modo común muy elevado.

### 3.3.1.3. Ruido de red diferencial

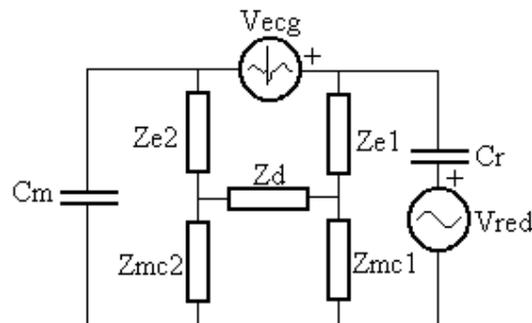
El acoplo capacitivo de la red con el paciente no sólo provoca la existencia de ruido en modo común, si no que hace aparecer también una interferencia de modo diferencial derivada del modo común. En otras palabras, aunque se consiguiese un amplificador diferencial con un rechazo al modo común de valor infinito seguiría existiendo interferencia de la red. Esta interferencia diferencial se debe a las impedancias finitas de entrada del amplificador de instrumentación.

En la figura 12 se muestra un amplificador diferencial con impedancias de entrada, diferencial y de modo común, finitas:



**Figura 12.** Amplificación diferencial con un dispositivo real.

El esquema eléctrico de este circuito, mostrado en la figura 13, será el utilizado para calcular la influencia de la tensión de la red a la entrada del amplificador.



**Figura 13.** Esquema eléctrico de una amplificación diferencial real.

Para ver la influencia a la entrada del amplificador de cada una de las dos tensiones presentes,  $V_{ecg}$  y  $V_{red}$ , se analiza el circuito aplicando superposición.

Para simplificar los cálculos se asume que la impedancia diferencial de entrada del amplificador es infinita. Lo que no supone ninguna limitación de los resultados obtenidos. Téngase en cuenta que este es el peor caso, ya que lo ideal, siempre al referirse a la señal de interferencia, es que esta impedancia fuera nula.

Se analiza primero la influencia de la tensión de red. Para ello se supone nula  $V_{ecg}$ . Con esta suposición y la aproximación referente a  $Z_d$  queda el circuito eléctrico presentado en la figura 14:

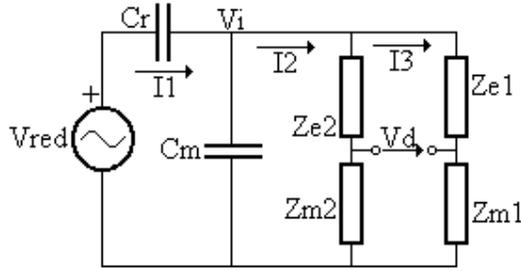


Figura 14. Esquema eléctrico para el cálculo de la interferencia diferencial de red.

El circuito genera el siguiente sistema de ecuaciones:

$$\begin{pmatrix} 0 & -Z_{mc2} & (Z_{mc1} + Z_{mc2}) & -1 \\ -X_m & (Z_{e2} + Z_{mc2}) & -(Z_{e2} + Z_{mc2}) & 0 \\ (X_r + X_m) & -X_m & 0 & 0 \\ 0 & -(Z_{e2} + Z_{mc2}) & (Z_{e1} + Z_{mc1} + Z_{e2} + Z_{mc2}) & 0 \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} I_1 \\ I_2 \\ I_3 \\ V_d \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 0 \\ V_{ecg} \\ 0 \\ 0 \end{pmatrix}$$

Resolviendo para Vd se tiene:

$$V_d = \frac{\begin{vmatrix} 0 & -Z_{mc2} & (Z_{mc1} + Z_{mc2}) & 0 \\ -X_m & (Z_{e2} + Z_{mc2}) & -(Z_{e2} + Z_{mc2}) & 0 \\ (X_r + X_m) & -X_m & 0 & V_{red} \\ 0 & -(Z_{e2} + Z_{mc2}) & (Z_{e1} + Z_{mc1} + Z_{e2} + Z_{mc2}) & 0 \end{vmatrix}}{\begin{vmatrix} 0 & -Z_{mc2} & (Z_{mc1} + Z_{mc2}) & -1 \\ -X_m & (Z_{e2} + Z_{mc2}) & -(Z_{e2} + Z_{mc2}) & 0 \\ (X_r + X_m) & -X_m & 0 & 0 \\ 0 & -(Z_{e2} + Z_{mc2}) & (Z_{e1} + Z_{mc1} + Z_{e2} + Z_{mc2}) & 0 \end{vmatrix}}$$

Desarrollando la ecuación anterior:

$$V_d = \frac{X_m V_{red} (-Z_{e1} Z_{mc2} + Z_{mc1} Z_{e2})}{\Delta_1}$$

$$\Delta_1 = Z_{mc1} Z_{mc2} X_m + Z_{mc1} Z_{e2} X_m - Z_{mc1} X_m^2 - Z_{mc2} X_m^2 + X_r Z_{mc1} Z_{e2} + X_r Z_{e1} Z_{e2} + X_r Z_{e1} Z_{mc2} + X_r Z_{mc1} Z_{mc2} + Z_{e1} Z_{mc2} X_m + Z_{e1} Z_{e2} X_m - Z_{e2} X_m^2 - Z_{e1} X_m^2$$

Estas expresiones pueden simplificarse suponiendo que  $Z_{cm} \cong 6 \text{ M}\Omega$  para 50 Hz. Como siempre se cumplirá que  $Z_{m1}$  y  $Z_{m2} > 6 \text{ M}\Omega$ , se puede aproximar que el puente está alimentado a una tensión  $V_I$ :

$$V_d = V_{int\ erf} \approx V_{red} \cdot \frac{C_r}{C_r + C_m} \frac{(Z_{e2} - Z_{e1})}{Z_{mc}}$$

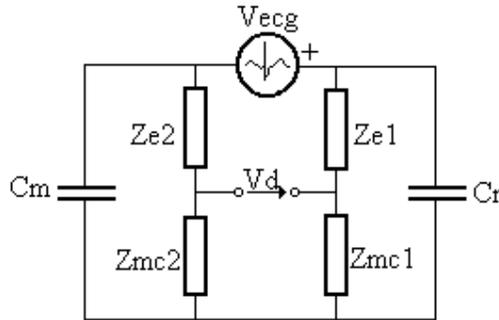
De esta forma queda:

$$V_d = V_{int\ erf} \approx V_{red} \cdot \frac{X_m \cdot Z_{mc} (Z_{e2} - Z_{e1})}{Z_{mc}^2 X_m + Z_{mc}^2 X_r} = V_{red} \cdot \frac{X_m \cdot (Z_{e2} - Z_{e1})}{(X_m + X_r) Z_{mc}}$$

Como las impedancias de los electodos y cables  $Z_{e1}$  y  $Z_{e2}$  serán siempre mucho menores que  $Z_{m1}$  y  $Z_{m2}$  puede apreciarse que la tensión diferencial  $V_d$  debida a la red muy pequeña:

$$V_d = V_{int\ erf} \approx V_{red} \cdot \frac{X_m \cdot Z_{mc} (Z_{e2} - Z_{e1})}{Z_{mc}^2 X_m + Z_{mc}^2 X_r} = V_{red} \cdot \frac{X_m \cdot (Z_{e2} - Z_{e1})}{(X_m + X_r) Z_{mc}}$$

En segundo lugar se va a calcular el efecto de la señal electrocardiográfica. Para ello se supondrá nula la tensión de red.



**Figura 15.** Esquema eléctrico para el cálculo de la componente de ECG.

El sistema de ecuaciones que permite el cálculo de la tensión diferencial de entrada al amplificador es el siguiente:

$$\begin{pmatrix} -Z_{mc2} & (Z_{mc1} + Z_{mc2}) & -Z_{mc1} & -1 \\ -(Z_{e2} + Z_{mc2}) & (Z_{e1} + Z_{mc1} + Z_{e2} + Z_{mc2}) & -(Z_{e1} + Z_{mc1}) & 0 \\ (X_m + Z_{e2} + Z_{mc2}) & -(Z_{e2} + Z_{mc2}) & 0 & 0 \\ 0 & (Z_{e1} + Z_{mc1}) & (Z_{e1} + Z_{mc1} + X_r) & 0 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} I_1 \\ I_2 \\ I_3 \\ V_d \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 0 \\ V_{ecg} \\ 0 \\ 0 \end{pmatrix}$$

Resolviendo para  $V_d$  con la regla de Cramer:

$$V_d = \begin{vmatrix} -Z_{mc2} & (Z_{mc1} + Z_{mc2}) & -Z_{mc1} & 0 \\ -(Z_{e2} + Z_{mc2}) & (Z_{e1} + Z_{mc1} + Z_{e2} + Z_{mc2}) & -(Z_{e1} + Z_{mc1}) & V_{ecg} \\ (X_m + Z_{e2} + Z_{mc2}) & -(Z_{e2} + Z_{mc2}) & 0 & 0 \\ 0 & (Z_{e1} + Z_{mc1}) & (Z_{e1} + Z_{mc1} + X_r) & 0 \end{vmatrix}$$

$$= \begin{vmatrix} -Z_{mc2} & (Z_{mc1} + Z_{mc2}) & -Z_{mc1} & -1 \\ -(Z_{e2} + Z_{mc2}) & (Z_{e1} + Z_{mc1} + Z_{e2} + Z_{mc2}) & -(Z_{e1} + Z_{mc1}) & 0 \\ (X_m + Z_{e2} + Z_{mc2}) & -(Z_{e2} + Z_{mc2}) & 0 & 0 \\ 0 & (Z_{e1} + Z_{mc1}) & (Z_{e1} + Z_{mc1} + X_r) & 0 \end{vmatrix}$$

Desarrollando esta expresión:

$$V_d = \frac{V_{ecg} (X_r Z_{mc1} X_{e2} + Z_{e1} Z_{mc2} X_m + X_r Z_{mc2} X_m + X_r Z_{mc1} Z_{e2} + Z_{mc1} Z_{mc2} X_m + X_r Z_{mc1} Z_{mc2})}{\Delta_2}$$

$$\Delta_2 = X_r Z_{mc1} Z_{mc2} + Z_{e1} Z_{e2} X_m + X_{e1} Z_{mc2} X_m + Z_{mc1} Z_{e2} X_m + Z_{mc1} Z_{mc2} X_m + X_r Z_{e1} X_m + X_r Z_{e1} Z_{e2} + X_r Z_{e1} Z_{mc2} + X_r Z_{mc1} X_m + X_r Z_{mc1} Z_{mc2} + X_r Z_{e2} X_m + X_r Z_{mc2} X_m$$

En este caso, despreciando el efecto de los condensadores, puesto que se supone que  $Z_{cm}/Z_{cr} \cong 6 \text{ M}\Omega$  para 50 Hz y se cumplirá que  $Z_{m1}+Z_{e1}$  y  $Z_{m2}+Z_{e2} > 6 \text{ M}\Omega$ , se puede aproximar que:

$$V_d = V_{ecg} \cdot \left( \frac{Z_{m1} + Z_{m2}}{Z_{e1} + Z_{e2} + Z_{m1} + Z_{m2}} \right)$$

Realizando la suposición que las impedancias de los electrodos y cables  $Z_{e1}$  y  $Z_{e2}$  serán siempre mucho menores que  $Z_{m1}$  y  $Z_{m2}$  se obtiene que:

$$V_d \approx V_{ecg}$$

La tensión diferencial de entrada al amplificador se obtiene sumando las respuestas parciales a cada uno de los estímulos de entrada:

$$V_d = V_{dA} + V_{dB};$$

$$V_d = \frac{V_{ecg} (X_r Z_{mc1} X_{e2} + Z_{e1} Z_{mc2} X_m + X_r Z_{mc2} X_m + X_r Z_{mc1} Z_{e2} + Z_{mc1} Z_{mc2} X_m + X_r Z_{mc1} Z_{mc2})}{\Delta_2} +$$

$$+ V_d = \frac{X_m V_{red} (-Z_{e1} Z_{mc2} + Z_{mc1} Z_{e2})}{\Delta_1};$$

Si se hubieran tenido en cuenta las aproximaciones realizadas se hubiera obtenido:

$$V_d = V_I \cdot \left( \frac{Z_{e2}}{Z_{m2}} - \frac{Z_{e1}}{Z_{m1}} \right) + V_{ecg}$$

La expresión obtenida prueba que la interferencia de red se recoge también en forma diferencial, apareciendo señal de 50 Hz entre las dos entradas del amplificador.

Para minimizar el ruido debido a la tensión de red deben considerarse las siguientes opciones:

- ⇒ El producto  $Z_{m1}Z_{m2}$  es mayor que cualquier producto de la forma  $Z_{m1}Z_{e1}$  o  $Z_{e1}Z_{e2}$ .
- ⇒  $Z_{m1}$  se puede considerar igual a  $Z_{m2}$ . No obstante, esta suposición aunque simplifica los cálculos no puede realizarse generalmente salvo para obtener valores simplificados puesto que las variaciones entre  $Z_{m1}$  y  $Z_{m2}$  pueden llegar al 50% según la tecnología del amplificador.

Simplificando la expresión anterior con las aproximaciones definidas se tiene:

$$V_d = V_{interf} \approx V_{red} \cdot \frac{X_m \cdot Z_{mc} (Z_{e2} - Z_{e1})}{Z_{mc}^2 X_m + Z_{mc}^2 X_r} = V_{red} \cdot \frac{X_m \cdot (Z_{e2} - Z_{e1})}{(X_m + X_r) Z_{mc}}$$

Sustituyendo  $X_m$  y  $X_r$  por sus valores,  $X_m=1/j\omega C_m$ ,  $X_r=1/j\omega C_r$ :

$$V_d = V_{interf} \approx V_{red} \cdot \frac{C_r}{C_r + C_m} \frac{(Z_{e2} - Z_{e1})}{Z_{mc}}$$

Según esta ecuación la manera de hacer desaparecer la interferencia diferencial de red sería hacer iguales las impedancia de contacto electrodo-piel, pero esto es imposible.

La otra alternativa, única viable, es hacer la impedancia de entrada al amplificador infinita. Este resultado ya se podía comprobar al realizar la suposición de que las impedancias de entrada a los amplificadores fuesen mucho mayores a las del contacto electrodo-piel y de los cables.

Suponiendo una impedancia electrodo-piel de 10 k $\Omega$ , y una dispersión entre ellas del 10% (1k $\Omega$ ), la ecuación anterior permite obtener el valor mínimo de la impedancia en modo común necesario para obtener una señal de interferencia a la entrada menor del 1% de la señal del ECG. La señal de interferencia deberá ser menor de 10  $\mu$ V. Para ello se necesitarían impedancias de modo común superiores a 240 M $\Omega$  para el caso de acoplamiento del paciente con la red comentado en el apartado anterior.

Otra fuente de distorsión importante que afecta a la captación del ECG o de cualquier otro biopotencial es la naturaleza compleja de la impedancia de contacto electrodo-piel. Estas poseen valores elevados en el rango de frecuencias donde se encuentra la mayor información de los biopotenciales. Esto obliga a exigir al amplificador impedancias de entrada muy elevadas, idealmente infinitas, para hacer despreciable la corriente que pasa por esta interfaz y así minimizar los efectos de su impedancia.

Concluyendo, **el amplificador debe tener una impedancia de entrada muy elevada** para evitar la interferencia diferencial de red, y la influencia de la impedancia compleja de la interfaz electrodo-piel.

El amplificador necesario para captar y amplificar la señal bioeléctrica deberá reunir las

siguientes características:

- ⇒ Utilizar amplificación diferencial para atenuar las señales de modo común.
- ⇒ Poseer un rechazo al modo común muy elevado.
- ⇒ Poseer impedancias de entrada muy elevadas para disminuir la interferencia diferencial debida a la red y evitar la distorsión del biopotencial.

Estas características definen un dispositivo utilizado en instrumentación siempre que es necesario trabajar con señales fuertemente enmascaradas por ruidos: **el amplificador de instrumentación**.

### 3.3.1.4. Conexión de un amplificador de instrumentación

Aquí es necesario hacer una consideración de tipo práctico. Los amplificadores de instrumentación necesitan un camino entre cada entrada y masa para el cierre de las corrientes de polarización de los transistores de la primera etapa, es decir, para fijar correctamente el punto de trabajo de los mismos. De acuerdo con el criterio de requerir impedancias de modo común muy elevadas, se renuncia a establecer dicho camino mediante resistencias externas entre cada terminal de entrada y masa, un esquema de dos electrodos como el de la figura 10 no garantiza la estabilidad en continua de la etapa de entrada del amplificador de instrumentación. Para solucionar este problema se recurre a la conexión de un tercer electrodo entre el paciente y masa, como indica la siguiente figura:

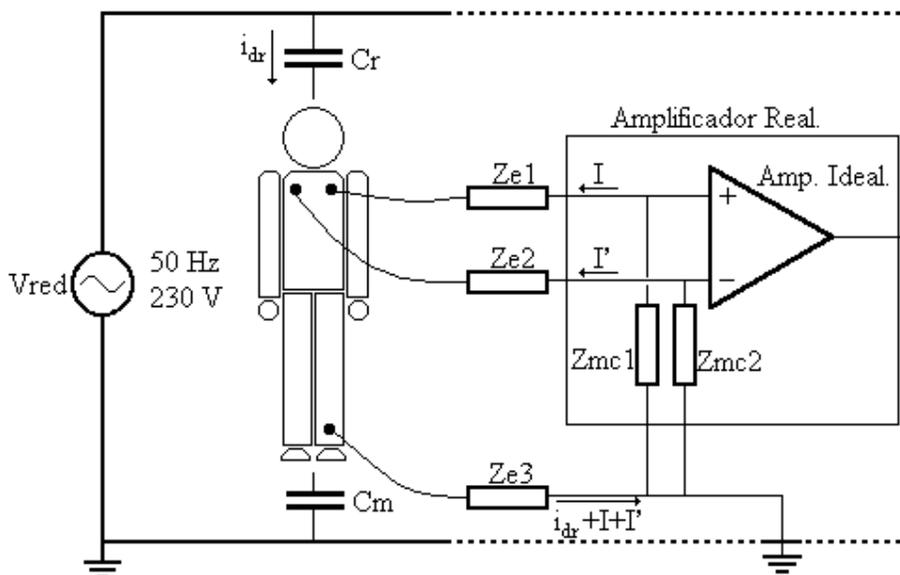


Figura 16. Electrodo de masa.

Este tercer electrodo cumple una función adicional, ya que permite reducir la señal de modo común a la que está sometido el paciente.

La impedancia del tercer electrodo  $Z_{e3}$  es mucho menor que la asociada a la capacidad de acoplamiento entre paciente y tierra  $C_m$ . La resistencia que ofrece el paciente entre electrodos

puede despreciarse debido a la alta conductividad que ofrece la dermis. La tensión de modo común a la que está sometido el paciente puede escribirse como:

$$|V_{mc}| = \frac{|V_{red}|}{|X_{C_r} + Z_{e3}|} \cdot |Z_{e3}| = \frac{|V_{red}|}{\left| \frac{1}{2\pi f C_r} + Z_{e3} \right|} \cdot |Z_{e3}|$$

Suponiendo una impedancia electrodo-piel de 10 kΩ a 50 Hz para Ze3, y 2 pF para CR la tensión en modo común de pico valdrá:

$$V_{mc} = \frac{2\sqrt{2} \cdot 220}{\frac{1}{2\pi \cdot 50 \cdot 2 \cdot 10^{-12}} + 10000} \cdot 10000 = \frac{622'254}{1591559431} \cdot 10000 = 3'9mV$$

Comparando este valor con el que se obtenía sin tercer electrodo se puede apreciar que la señal de modo común se reduce aproximadamente por un factor de 1000.

Esta solución puede disminuir el nivel de seguridad del paciente, ya que introduce un camino de baja impedancia entre el paciente y masa para que se cierren posibles corrientes de fugas. Además complica las medidas, ya que existe otro elemento a conectar y vigilar. Sin embargo es la más utilizada ya que existen técnicas que superan la desventaja que supone para el paciente la conexión del tercer electrodo.

### 3.3.1.5.- Tierra virtual

Es evidente que la desventaja principal que supone la introducción del tercer electrodo es la disminución de la seguridad, puesto que habilita un posible camino a tierra de baja impedancia, a través del paciente, de las corrientes que por cualquier causa puedan generarse en el mismo sistema de amplificación y en su entorno (situaciones típicas de peligro se presentarán más adelante retomando el tema de seguridad del paciente y aislamiento; por el momento sólo debe asumirse que la conexión del tercer electrodo presenta una vía de riesgo).

Con el objetivo de conservar las ventajas del tercer electrodo sin poner en peligro al paciente, una posibilidad sería minimizar las corrientes de fuga mediante la conexión de una resistencia de elevado valor entre el tercer electrodo y tierra, ya que ello permitiría el cierre de las corrientes de polarización facilitando el funcionamiento del sistema, y minimizaría las corrientes de fuga a través del paciente en caso de que éste se encontrara eventualmente a una tensión elevada debido a una situación accidental. Sin embargo, al conectar una resistencia de elevado valor entre el tercer electrodo y tierra, se pierde una de las ventajas que suponía la conexión del tercer electrodo, pues aumenta la tensión de modo común y por tanto, el nivel de interferencia.

Una posibilidad alternativa consiste en conectar al paciente, a través del tercer electrodo, a un punto que está al potencial de tierra, pero manteniendo entre el cuerpo y tierra una impedancia elevada Ro, por ejemplo 10 MΩ. Esto se consigue, por ejemplo, uniendo el tercer electrodo a un punto que está a potencial de tierra a través del circuito de la figura 17. Este esquema presenta las mismas ventajas que la conexión del tercer electrodo, pero aumenta la seguridad del paciente. En efecto, en situación normal, el funcionamiento en modo lineal del A OP

asegura la conexión del tercer electrodo a un punto de potencial cero a través de una impedancia equivalente muy elevada. Sin embargo, en situación anormal (cuando el paciente se encuentre a una tensión en modo común elevada) el A. OP dejará de funcionar en modo lineal y la resistencia efectiva entre el paciente y tierra será la suma de la correspondiente al tercer electrodo y la de  $10\text{ M}\Omega$ .

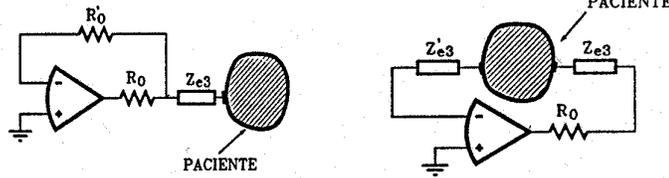


Figura 17. Conexión del 3º electrodo a tierra virtual. Figura 18. Conexión del paciente a tierra virtual.

Una variante de esta situación sería incluir al paciente en el bucle de realimentación del seguidor (figura 18); de esta manera el paciente, o parte de él, está al potencial de tierra virtual, desapareciendo la señal de modo común (dado que en  $Z_{e'}$  no existe caída de tensión). Esta técnica permitiría la amplificación no diferencial.

### 3.3.1.6. Realimentación activa

La técnica de realimentación activa consiste en situar el tercer electrodo a un potencial de referencia que es proporcional a la tensión de modo común del paciente y de signo contrario. El efecto es reducir la impedancia global del tercer electrodo sin disminuir la seguridad del paciente. El circuito utilizado se muestra en la siguiente figura:

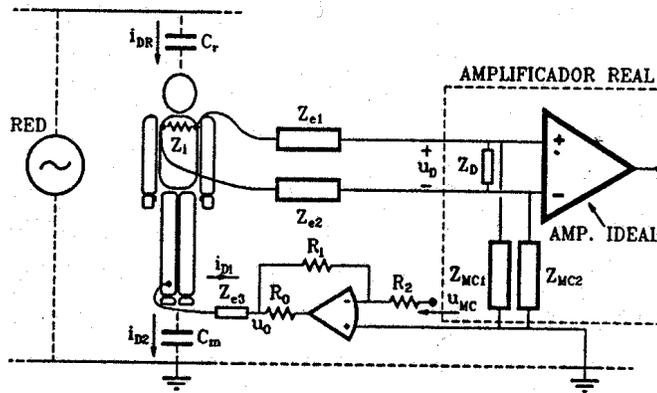


Fig. 19. Técnica de Realimentación Activa.

El amplificador inversor toma la señal de modo común  $u_{MC}$ , la amplifica y la invierte. Se cumpliendo:

$$u_o = Au_{MC}; \quad A = -\frac{R_1}{R_2}$$

Del circuito de la siguiente figura, se puede deducir que la impedancia equivalente entre el

punto del cuerpo donde se sitúa el tercer electrodo y tierra viene dada por:

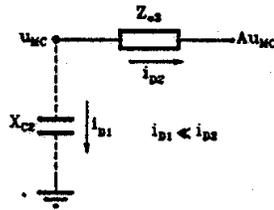


Figura 20. Cálculo de la impedancia equivalente  $Z_{eq}$ .

$$Z_{eq} \approx \frac{Z_{e3}}{1 - A}$$

La ecuación anterior indica que la realimentación activa reduce la impedancia global del tercer electrodo por un factor equivalente, aproximadamente, a la ganancia  $A$  del circuito de realimentación. Todo ello además sin disminuir la seguridad del paciente puesto que la resistencia  $R_0$  limita la corriente, de paso, en caso de un aumento anormalmente grande de la tensión de modo común, como ocurría en el caso visto anteriormente.

Además, la realimentación activa disminuye la interferencia de modo común, aproximadamente, en la misma medida en que disminuye la impedancia del tercer electrodo. En efecto, para demostrar dicha afirmación, se calcularán los valores de  $u_{MC}$  en cada caso, haciendo uso del esquema equivalente mostrado en la siguiente figura:

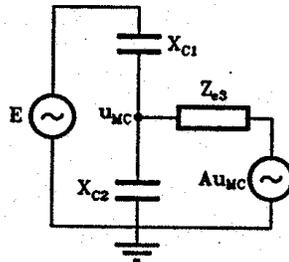


Figura 21. Circuito equivalente para el cálculo de la tensión de modo común.

Para el caso de realimentación activa, la tensión en modo común queda definida por la siguiente expresión:

$$u_{MC}(1) = E \frac{Z_{e3} X_{c2}}{(X_{c1} + X_{c2}) Z_{e3} + X_{c1} X_{c2} (1 - A)}$$

En caso de no utilizarse realimentación activa, la tensión en modo común se calcula haciendo  $A = 0$ , obteniendo así:

$$u_{MC}(2) = E \frac{Z_{e3} X_{c2}}{(X_{c1} + X_{c2}) Z_{e3} + X_{c1} X_{c2}}$$

La relación entre ambas resulta ser, aproximadamente:

$$\frac{u_{MC}(1)}{u_{MC}(2)} \approx \frac{1}{1 - A}$$

La ecuación anterior confirma que se produce una reducción de la tensión en modo común en la misma proporción que disminuye la impedancia equivalente  $Z_{eq}$ . Sin embargo, ello no implica una reducción de la seguridad.

En efecto, la impedancia equivalente  $Z_{eq}$  disminuye en el factor  $A$  mientras el amplificador operacional funciona en zona lineal. En cambio, cuando la tensión de modo común  $u_{MC}$  se eleva por encima de un valor límite, la ganancia  $A$  se reduce progresivamente haciendo que la impedancia  $Z_{eq}$  aumente. Este valor límite viene dado por:

$$u_{MC}(lim) = \frac{u_{SAT}}{A}$$

Según las consideraciones anteriores, convendría disponer de ganancias de realimentación negativas y muy elevadas. Sin embargo, la ganancia  $A$  está limitada por la saturación del amplificador de realimentación.

Un problema que presenta el circuito de realimentación activa, es su posible oscilación. En este sentido, es conveniente introducir algún tipo de compensación.

### ***3.3.1.7.- Técnicas de reducción de interferencia en modo común***

Tal y como se indicó en el apartado, el tercer electrodo en un amplificador diferencial para señales bioeléctricas cumple dos funciones básicas; por un lado, permite la circulación de las corrientes de polarización del amplificador y, por otro, reduce las interferencias.

Se puede deducir que cuanto menor sea la impedancia del tercer electrodo  $Z_{e3}$ , menor será la tensión de modo común  $u_{mc}$  a la que estará sometido el paciente y, por tanto, menores serán las interferencias derivadas de ella.

Sin embargo, existen dos inconvenientes para reducir esta impedancia. Por un lado,  $Z_{e3}$  es la impedancia de la interface electrodo-piel y, aunque se pueden adoptar medidas para reducirla al máximo (preparación de la piel, utilización de geles, electrodos de gran tamaño, etc.), no es muy controlable y, por supuesto, no es nula. Por otra parte, al utilizar amplificadores no aislados, cuanto menor sea  $Z_{e3}$ , mayor será la corriente que atravesará el cuerpo en caso de derivación accidental.

Para intentar paliar estos inconvenientes y reducir las interferencias sin afectar, en gran medida, la seguridad del paciente, se utilizan una serie de técnicas dos de las cuales se van a detallar en los apartados siguientes. Estas técnicas suelen aplicarse en equipos que no impliquen medidas directas; en este caso se utilizan sistemas aislados.

### ***3.3.1.8.- Elección del preamplificador***

Con todo lo expuesto anteriormente en este mismo apartado, ya se puede llegar a una conclusión sobre la etapa de aislamiento:

1. Debe ser un amplificador diferencial, mejor aún si se trata de un amplificador de instrumentación, ya que de esta manera va a cumplir los dos siguientes puntos.
2. El rechazo al modo común, CMRR, debe ser muy elevado, entorno a 120 dB. o más según señales bioeléctricas.

3. La impedancia de entrada debe ser muy elevada, entorno a  $10^{10}\Omega$ .
4. Si se trata de un amplificador de instrumentación, es necesario montar la realimentación activa, con el fin de polarizar la etapa de entrada sin riesgos para el paciente.

### 3.3.2. EL AMPLIFICADOR DE AISLAMIENTO

El sistema que mejor minimiza los riesgos en la medida de biopotenciales es el aislado. Un amplificador aislado está compuesto por dos subsistemas que están aislados galvánicamente entre si. El mecanismo de acoplamiento que transfiere la señal del subsistema de entrada al de salida puede ser magnético, capacitivo u óptico. La etapa de entrada tiene su alimentación y referencia aisladas de la alimentación y referencia de la etapa de salida. Esto se consigue a partir de una fuente de alimentación única con un convertidor continua-continua, o utilizando dos fuentes de alimentación, como es lógico en este caso serán baterías las que alimenten al primer subsistema. Todo lo expuesto se ilustra en la figura 22.

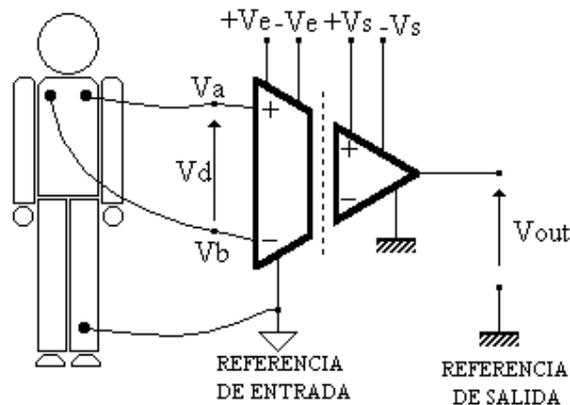


Figura 22. Esquema eléctrico de un sistema de amplificación aislado.

#### 3.3.1.1.- Amplificadores aislados por acoplamiento óptico

Un sistema de aislamiento óptico está constituido por un emisor, por ejemplo un LED, y un receptor, por ejemplo un fotodiodo o un fototransistor. El conjunto de ambos permite aislar galvánicamente dos partes de un conjunto y debe, al mismo tiempo, transmitir la señal entre ambas con la menor distorsión posible. En este tipo de aislamiento la señal que se introduce en el circuito emisor puede ser la señal original en banda base, o bien una señal modulada, generalmente en ancho de pulso, por la primera. En ambas situaciones se tienen ventajas e inconvenientes.

Si la señal que se transmite está en banda base, se evita la necesidad de la modulación, resultando un sistema muy simple. El problema es la poca linealidad de los dispositivos ópticos, lo que hace necesario disponer de circuitos de emisión y recepción perfectamente acoplados y emparejados.

Una solución alternativa consiste en aplicar al circuito emisor una señal modulada, por ejemplo en ancho de pulso, por la señal original. En este caso, aunque los mecanismos de aislamiento son iguales, la linealidad del sistema no radica en el circuito de aislamiento óptico, ya que la señal a transmitir tiene únicamente dos niveles de tensión, sino en el sistema de modulación. En general, para este tipo de aislamiento está más extendido el uso de sistemas de modulación que la transmisión de la señal en banda base.

### **3.3.2.2. Amplificadores aislados mediante acoplo por transformador**

En este caso, cuando la etapa de entrada y la de salida se acoplan con un transformador, es necesario modular la señal (FM, AM, PWM, etc.). Esto es así porque el primario de un transformador, una bobina conectada entre la señal de entrada y masa, se comporta como un filtro paso alto que atenúa y distorsiona las muy bajas frecuencias de la mayoría de los biopotenciales.

Un sistema de este tipo estará compuesto por una etapa moduladora, un transformador que se encargará de realizar el aislamiento galvánico entre la entrada y la salida y la etapa demoduladora para recuperar la señal.

### **3.3.3. EL SISTEMA DE ALIMENTACIÓN**

Para conseguir un aislamiento completo entre el paciente y la tierra no basta con emplear el amplificador de aislamiento. Es necesario añadir un sistema de alimentación aislado para la parte de la barrera de aislamiento en la que se encuentra el paciente.

Por tanto se necesitan dos fuentes de alimentación aisladas, sin conexión eléctrica, una para cada lado de la barrera de aislamiento. La alimentación de la zona de filtrado no presenta ningún problema, ya que se puede alimentar con una fuente de alimentación conectada a tierra. Sin embargo, la alimentación de la zona del paciente debe estar aislada, lo cual se puede conseguir de dos formas distintas, cada una con sus ventajas e inconvenientes:

#### ***Convertor DC-DC con aislamiento***

A partir de la alimentación de la zona de filtrado se puede obtener una fuente aislada empleando un convertor DC-DC con aislamiento. La ventaja que presenta esta solución es que la alimentación de la zona aislada no depende de batería, por lo que no necesita mantenimiento. Además no hay graves problemas de consumo en la zona aislada. El inconveniente es que puede introducir ruidos por la alimentación y normalmente los precios de estos convertidores son elevados. En la figura 23 se muestra el esquema interno del integrado 722, de Burr-Brown.

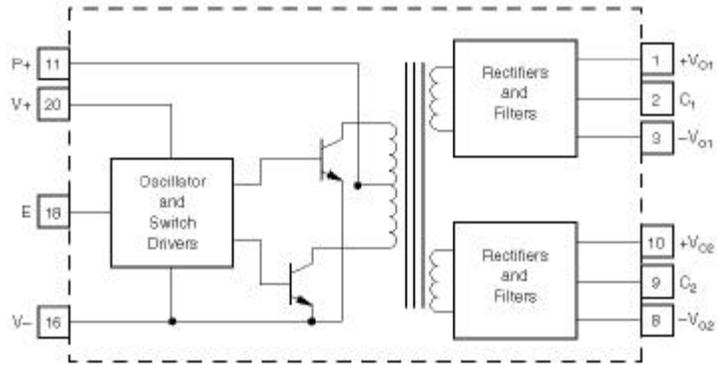


Figura 23. Conversor DC-DC aislado con dos salidas simétricas.

En el caso de utilizar el amplificador de aislamiento ISO212P, bastaría con una única alimentación de 15v puesto que proporciona una señal aislada de  $\pm 5v$  mediante un conversor DC-DC.

### ***Fuente de alimentación a partir de batería***

La otra posibilidad es montar una fuente aislada a partir de baterías. Empleando una batería de 12 V se puede obtener una salida simétrica de  $\pm 5 V$ , necesaria para alimentar la etapa aislada.

En la figura 24 se muestra el circuito de alimentación regulado con el 78L05 y el 79L05.

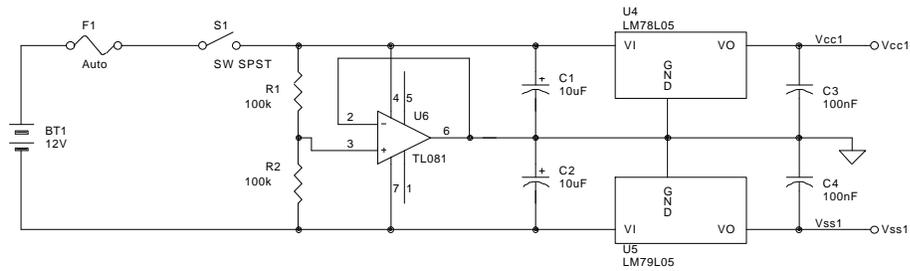


Figura 24. fuente de alimentación a partir de batería.