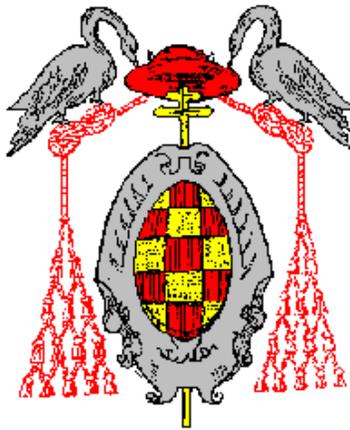


UNIVERSIDAD DE ALCALÁ
DEPARTAMENTO DE ELECTRÓNICA

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 doméstica 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.

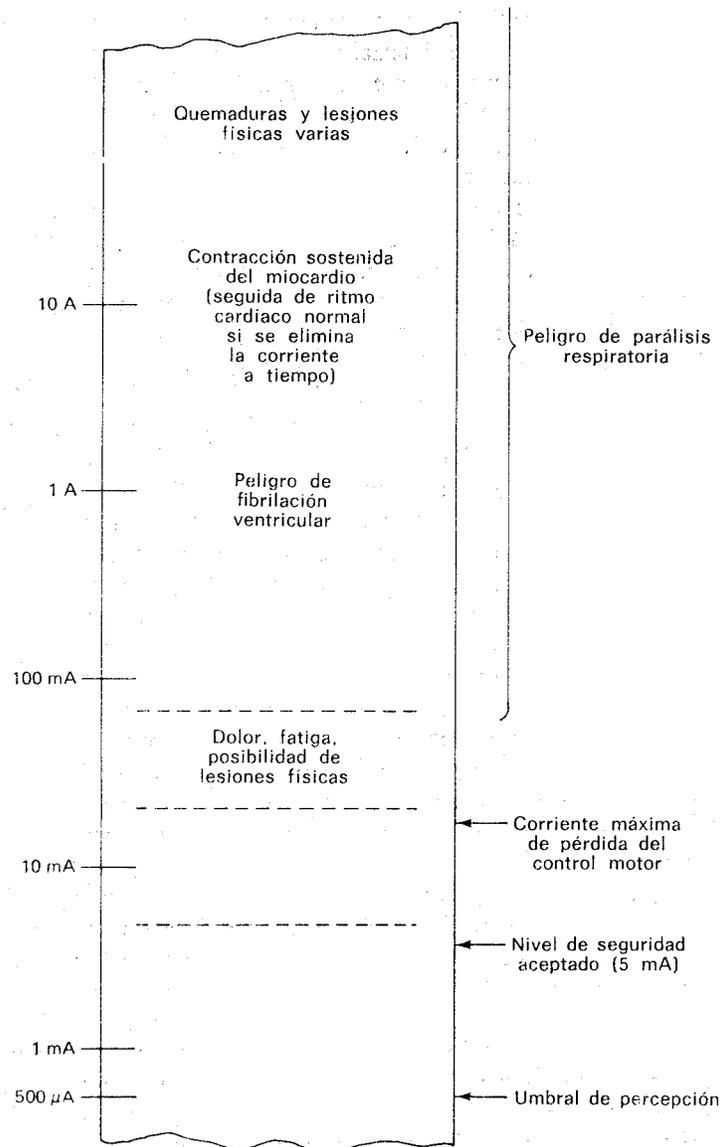
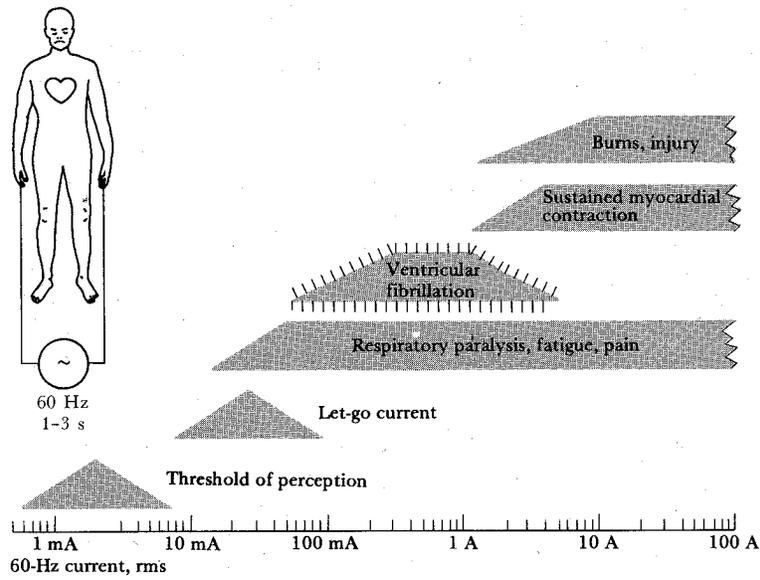


Figura 2.1.- Efectos fisiológicos de la electricidad.

- **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 μ A y 0.5 mA para valores eficaces de alterna a 50 Hz y entre 2 y 10 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 mA.

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

Para valores más elevados de corriente, entre 18 y 22 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 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 μA en un rango de 30-200 μA (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.

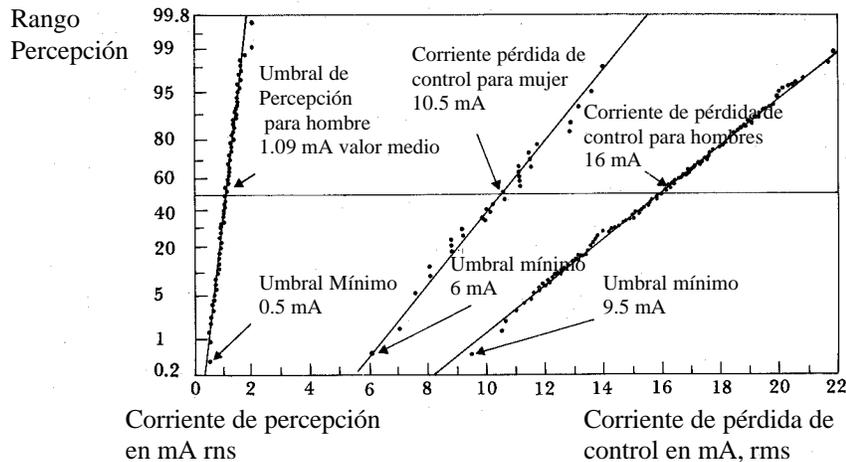


Figura 2.2.- Rango de los umbrales de las corrientes de percepción y de pérdida de control.

• **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.

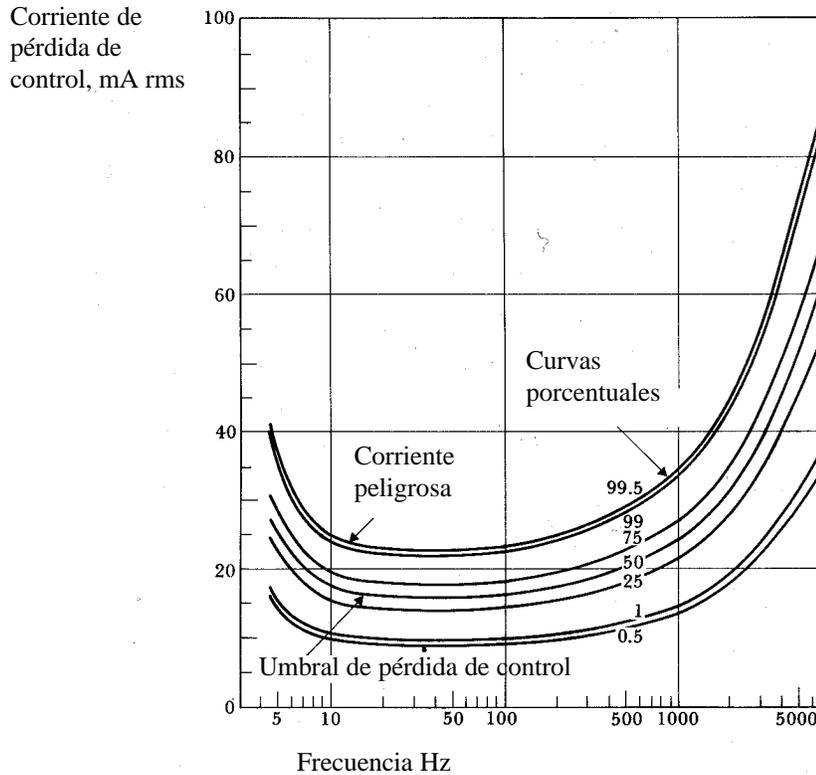


Figura 2.3.- Curva Corriente de pérdida de control - frecuencia.

- **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.

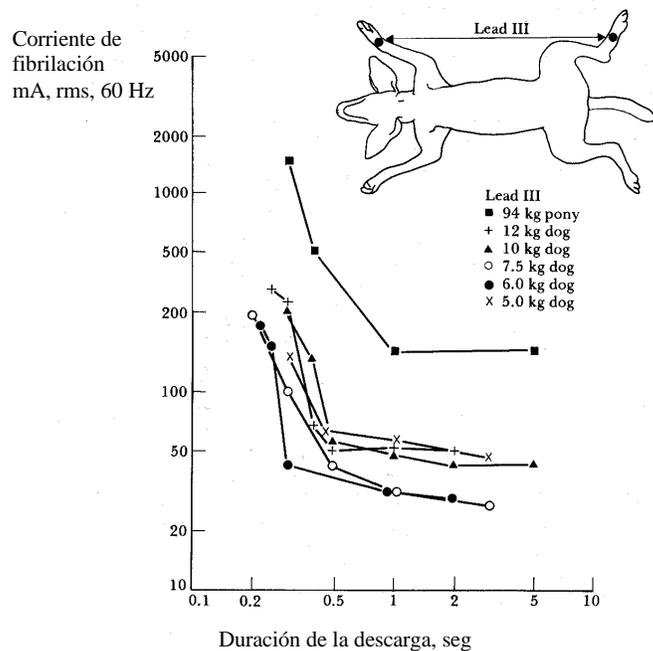


Figura 2.4.- Corrientes umbrales para producir fibrilación ventricular en animales a 60 Hz.

• **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.

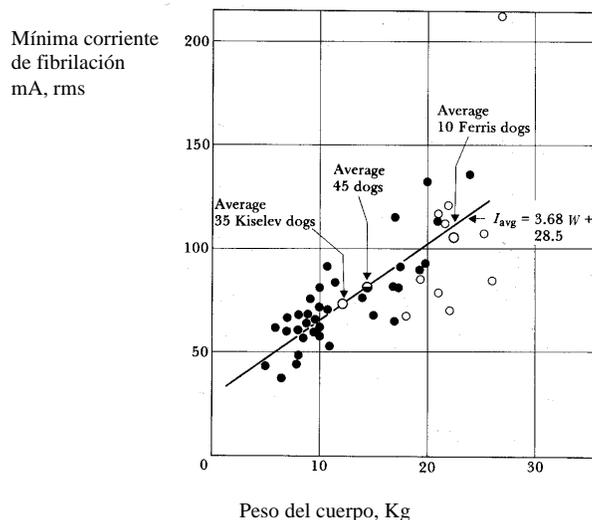


Figura 2.5.- Mínima corriente de fibrilación en función del peso.

• **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 μA . El límite de seguridad ampliamente aceptado para prevenir microshocks es de 10 μA .

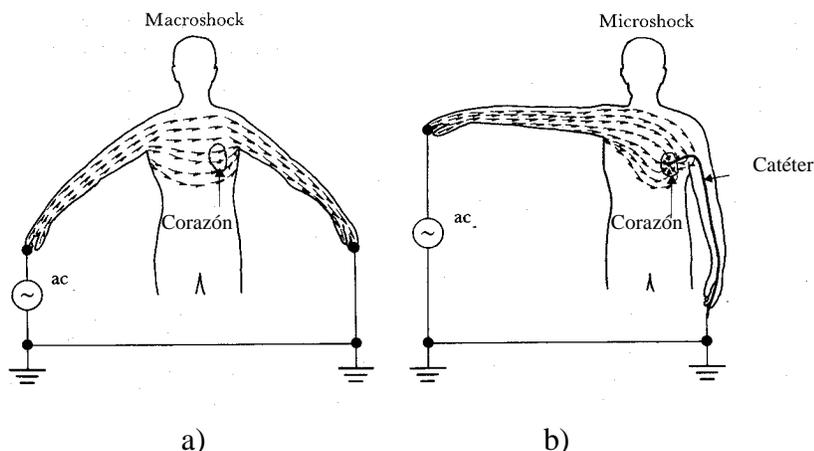


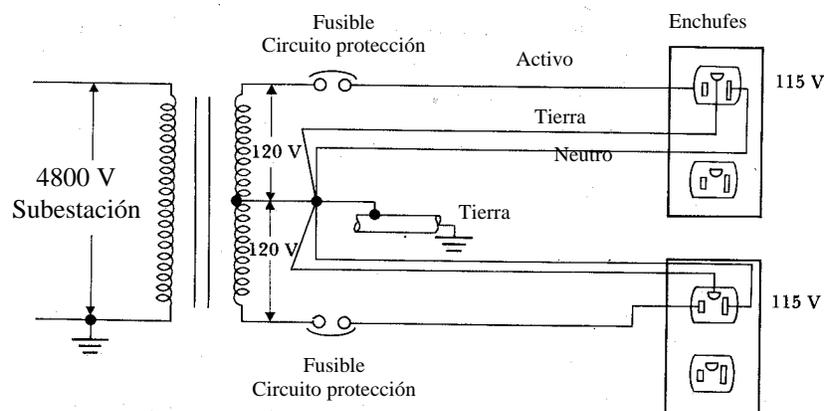
Figura 2.6.- Efectos de los puntos de entrada en la distribución de la corriente por el cuerpo.

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.



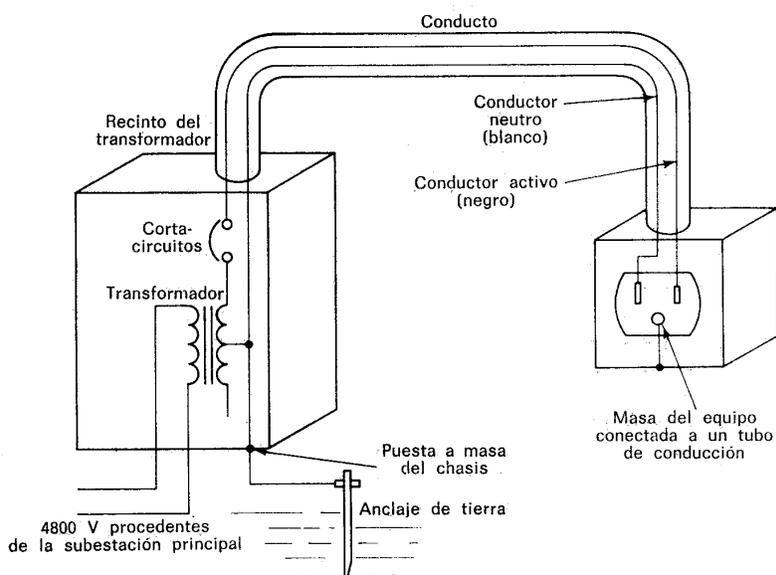


Figura 2.7.- Esquema simplificado de la distribución eléctrica.

- **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 aíslen 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.

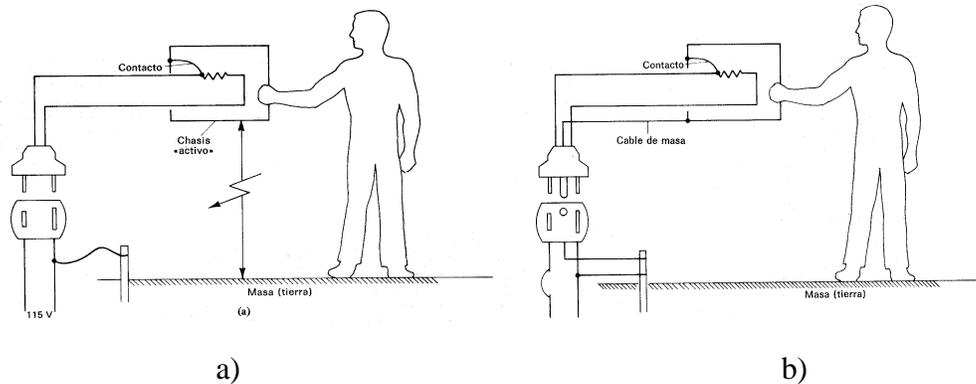


Figura 2.8.- Riesgos de macroshock.

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 μ A. Por lo tanto, muchos electrodomésticos, lamparas y aparatos de diagnósticos o terapia presentan fugas capacitivas de corriente que sobrepasan los 10 μ 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.

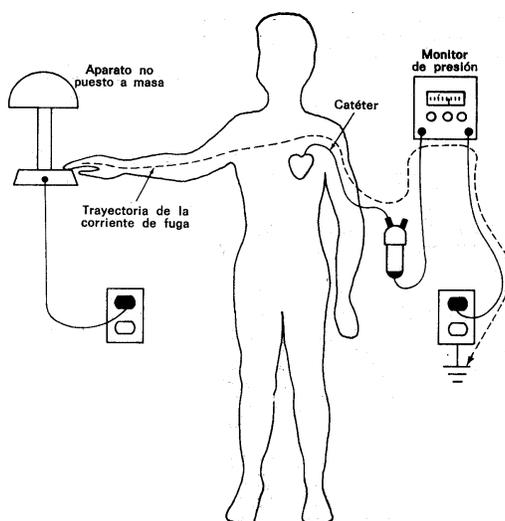


Figura 2.9.- Riesgo de microshock.

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 μ 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).

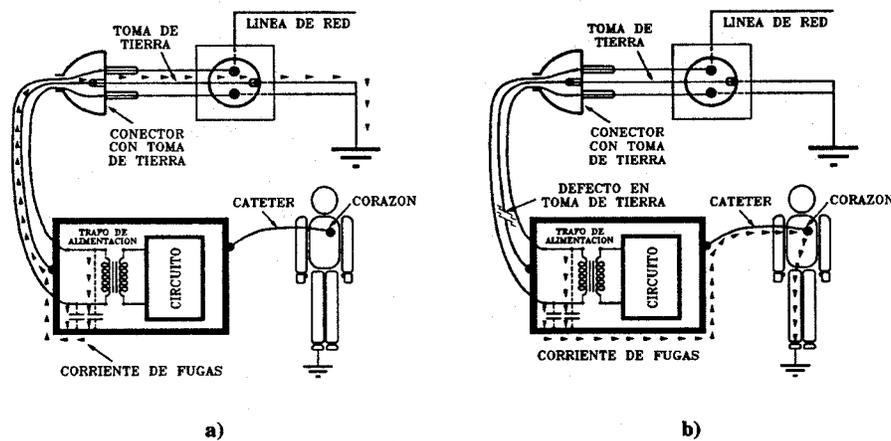


Figura 2.10.- Defecto o rotura del conductor de puesta a tierra.

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.

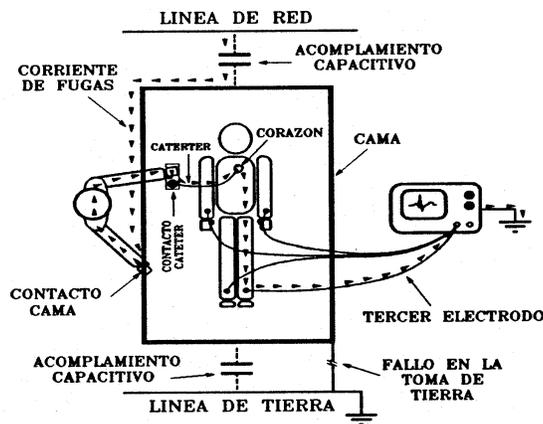


Figura 2.11.- Superficie no conectada a tierra.

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.

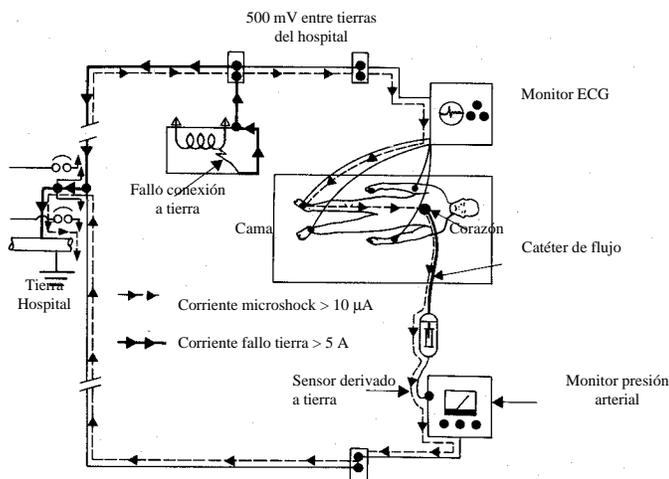


Figura 2.12.- Equipos conectados a diferentes potenciales de masa.

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 μ A considerando que la resistencia de la piel es de 100 K Ω y la del cuerpo 500 Ω .

La corriente eléctrica puede calcularse:

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

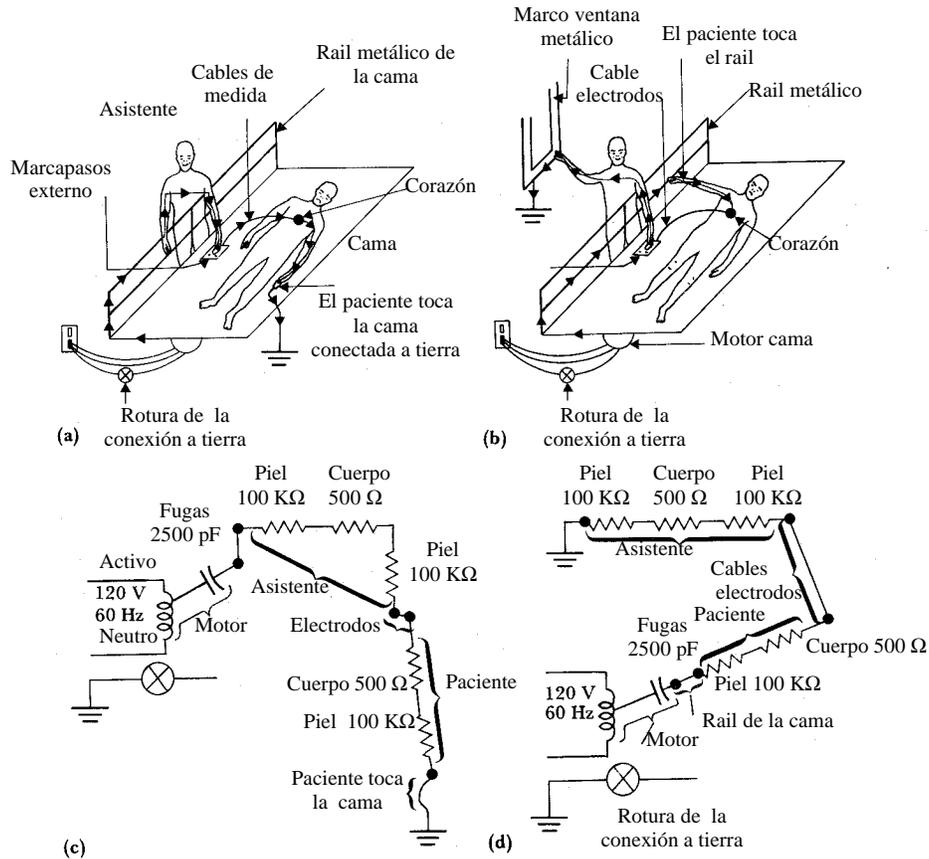


Figura 2.13.- a) Microshock provocado por catéter en el corazón. b) Otra situación de microshock. c) Circuito equivalente para a). d) circuito equivalente para b).

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 0.1Ω , 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 300Ω puede observarse que se superan los $10 \mu\text{A}$ del límite de seguridad.

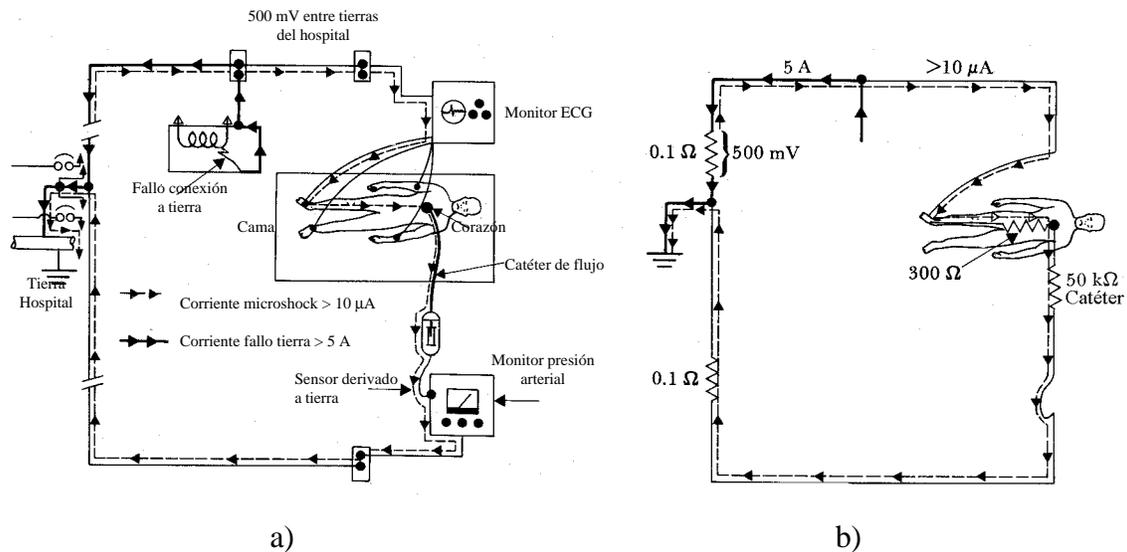


Figura 2.14.- a) Riesgo de microshock debido a la existencia de equipos conectados a diferentes potenciales de masa. b) Circuito equivalente.

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 500Ω , $C_A + C_S$ es 3000 pF y la diferencia entre $C_{B1}-C_{B2}$ es 1500 pF . En este caso, la corriente que circula por el corazón es aproximadamente $50 \mu\text{A}$, superando los límites de riesgo de microshock.

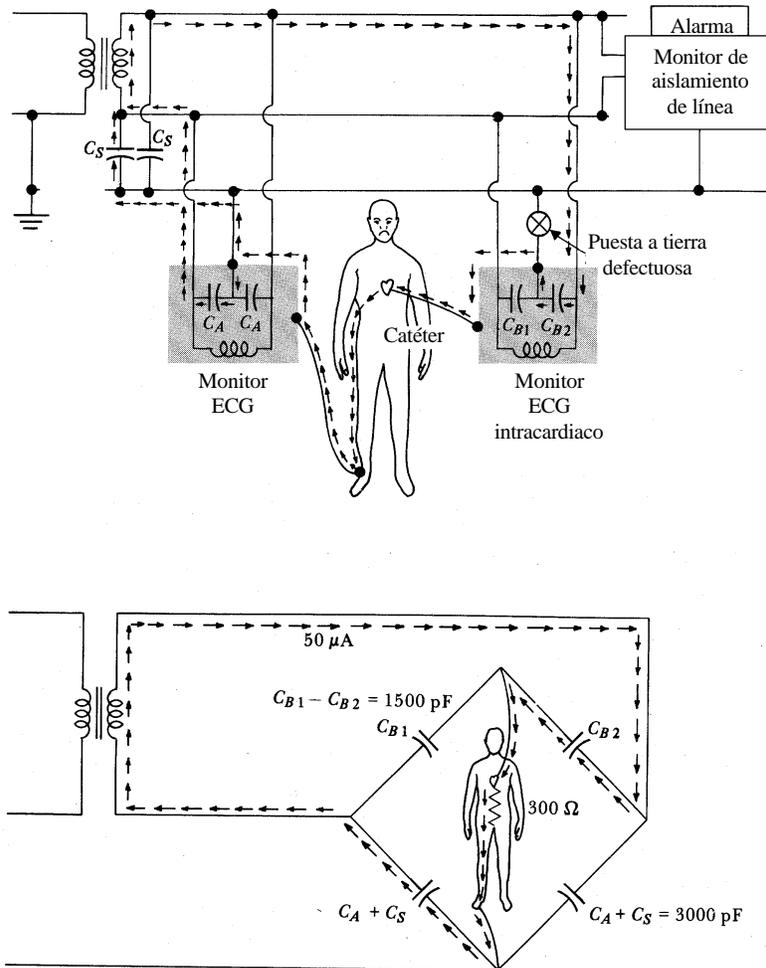


Figura 2.15.- Acoplo capacitivo del sistema de alimentación sobre el paciente. Circuito equivalente. El monitor de aislamiento de línea también puede añadir una capacidad en paralelo con C_A y C_B .

2.6.- CLASIFICACIÓN DE LOS EQUIPOS BIOMÉDICOS EN RELACIÓN CON LA SEGURIDAD.

Cuando se desea adquirir o diseñar un equipo biomédico, no sólo deben tenerse en cuenta especificaciones relacionadas con el objetivo de la medida a realizar, sino también que desde el punto de vista de la seguridad debe evitarse o minimizarse el peligro de descarga eléctrica o choque eléctrico por parte del paciente o del personal que pueda utilizarlo o entrar en contacto con él. No obstante, dependiendo de la aplicación que se quiera dar al equipo existen diversos tipos de protecciones y distintos niveles de seguridad.

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.

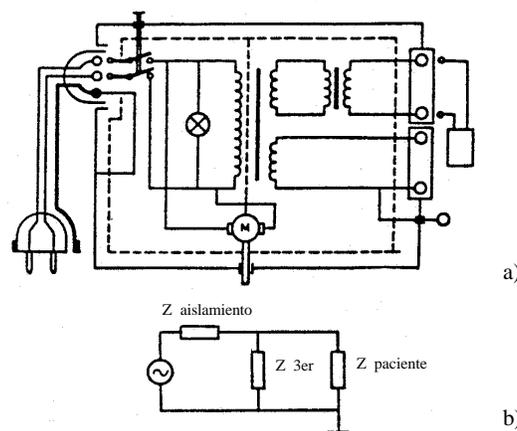


Figura 2.14.- Equipo de clase I. En trazo grueso lo que caracteriza a esta clase. b) Circuito equivalente.

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.

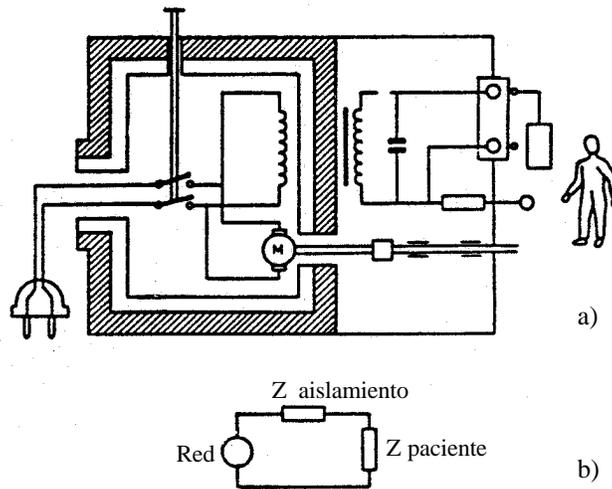


Figura 2.15.- a) Equipo de Clase II. En rayado lo que caracteriza a este equipo. b) Circuito equivalente.

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.

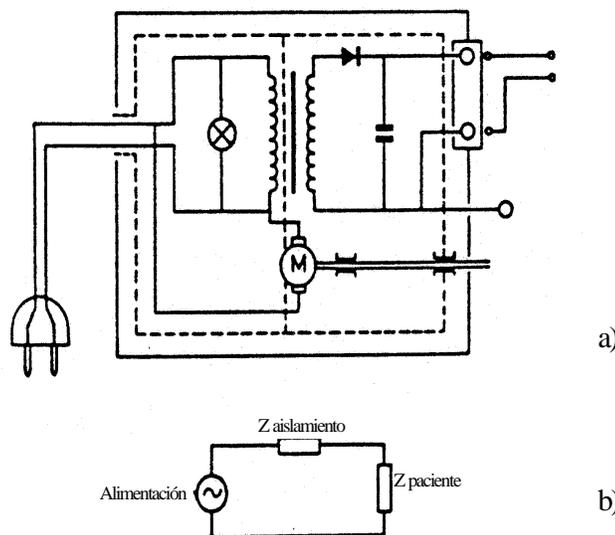


Figura 2.16.- a) Equipo de clase III. En trazo negro lo que caracteriza a estos equipos. b) Circuito equivalente. La protección de la clase III incide en el parámetro de la tensión de alimentación.

- 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).

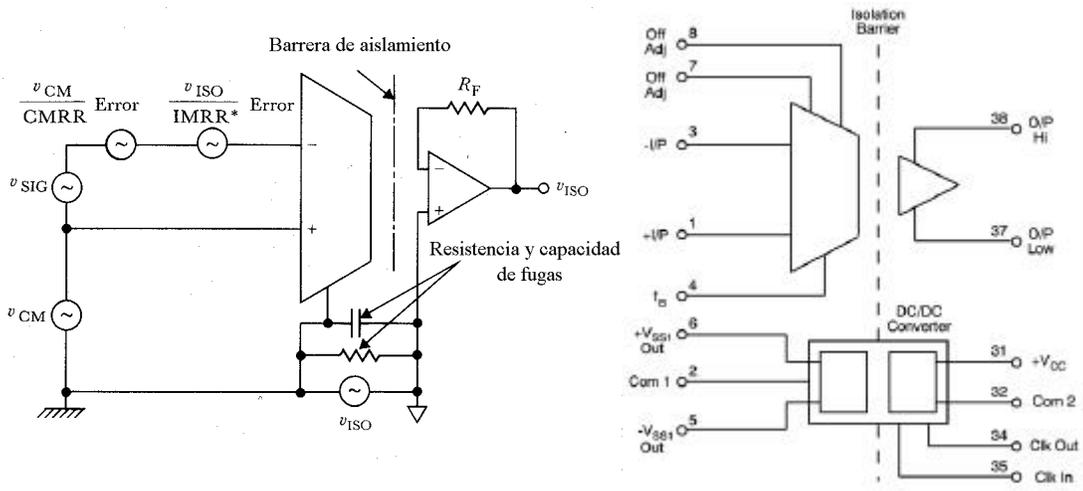


Figura 2.17.- Amplificadores de aislamiento.

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)

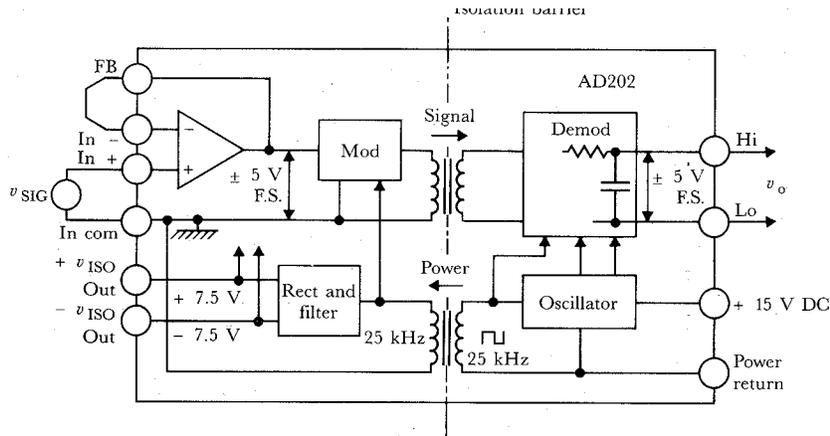


Figura 2.18.- Aislamiento por transformador.

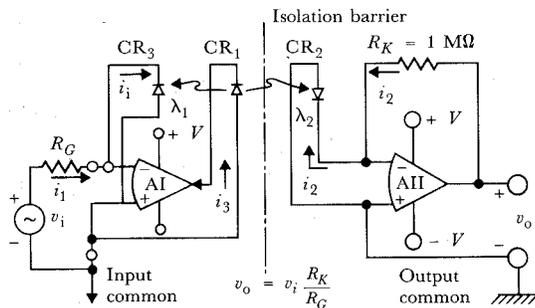


Figura 2.19.- Aislamiento óptico.

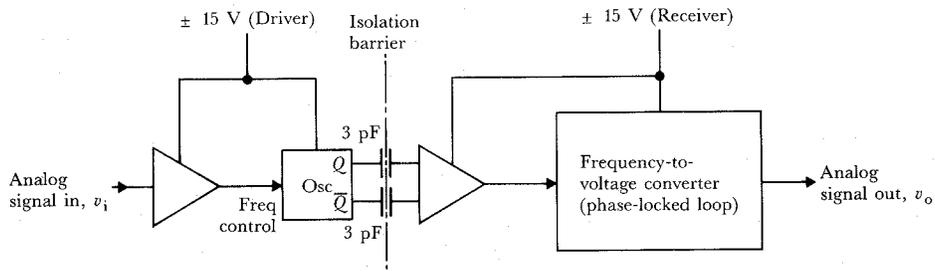


Figura 2.20.- Aislamiento capacitivo.

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

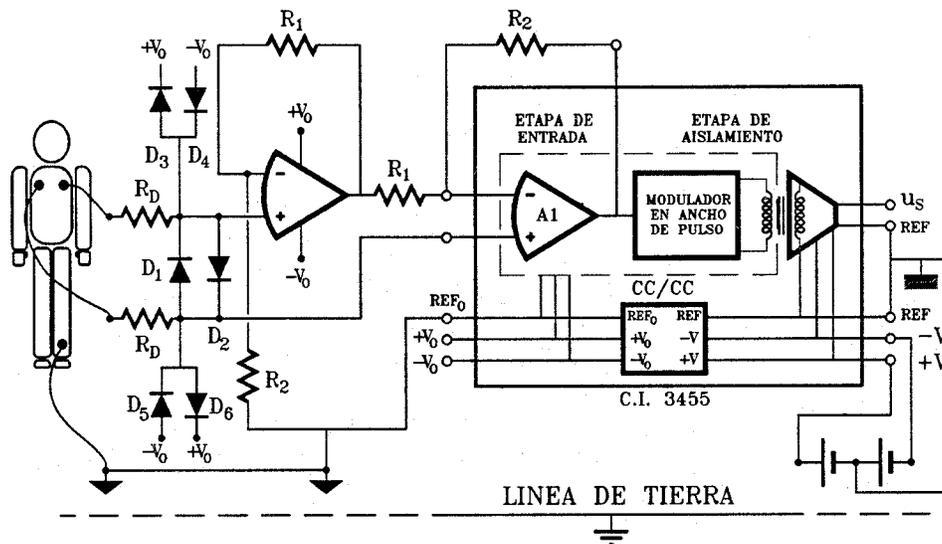


Figura 2.21.- Esquema de un preamplificador de electrocardiograma (ECG).

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 0.1Ω . 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 0.2Ω .

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

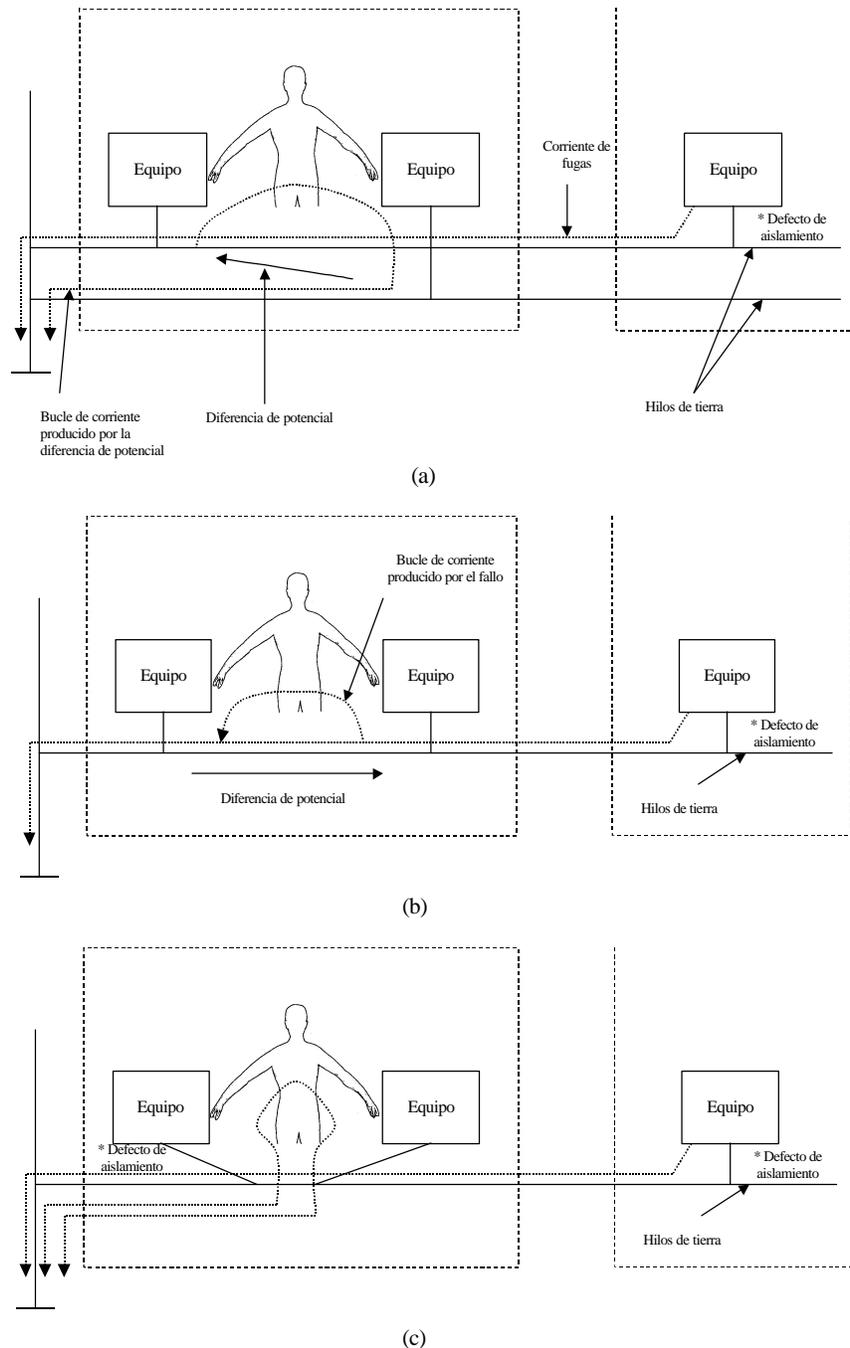


Figura 2.22.- Riesgos debidos a la falta de equipotencialidad o defectos de aislamiento de los equipos.

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.

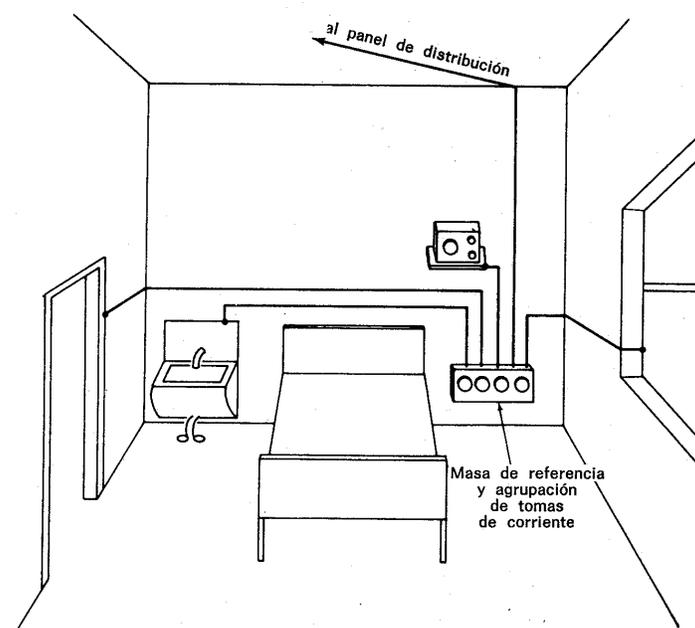


Figura 2.23.- Principios de un sistema equipotencial de masas en una habitación.

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.

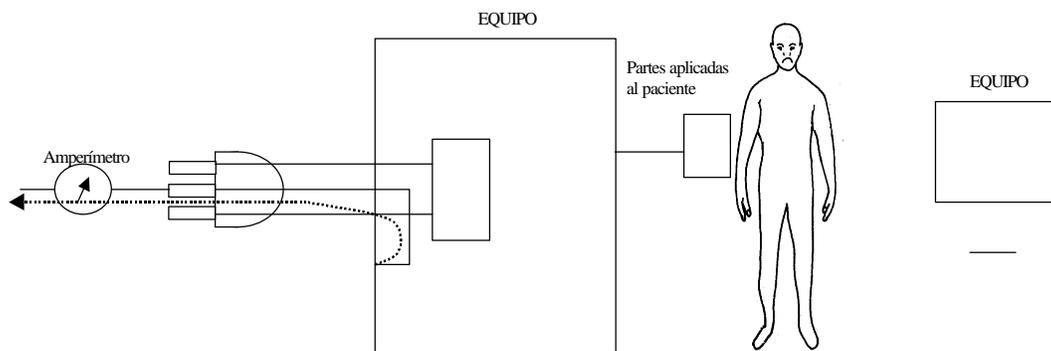


Figura 2.24.- Corriente de fugas a tierra.

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.

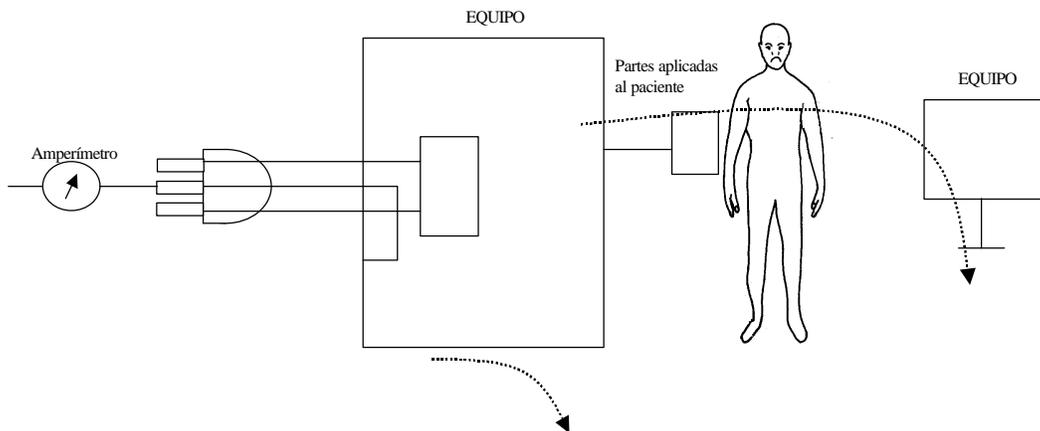


Figura 2.25.- Corriente de fugas del chasis.

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.

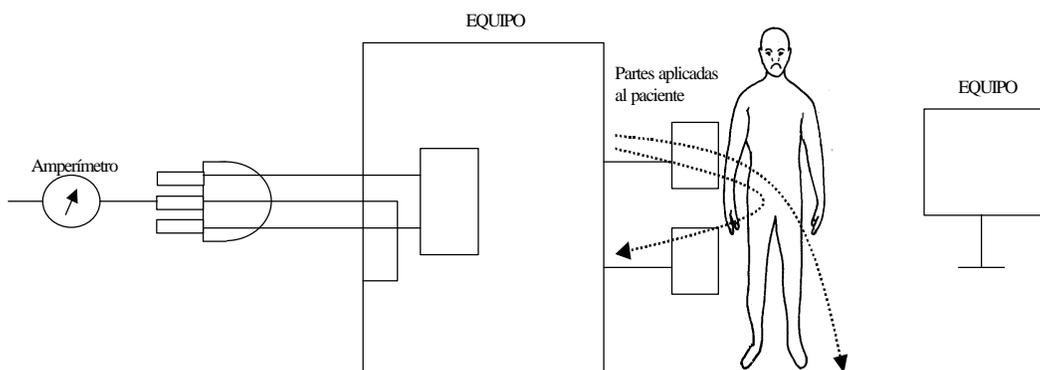


Figura 2.26.- Corrientes de fuga del paciente.

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

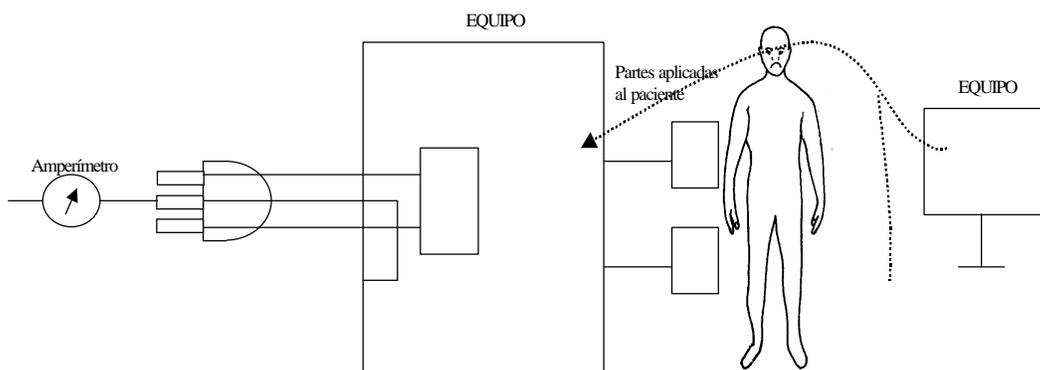


Figura 2.27.- Corriente auxiliar del paciente.

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 ^{er} fallo	FN	1 ^{er} fallo	FN	1 ^{er} 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.

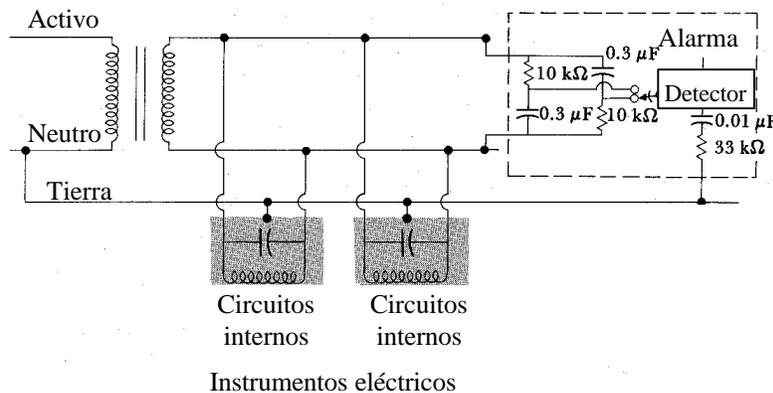


Figura 2.28.- Sistema de alimentación con aislamiento por transformador con un monitor de aislamiento de línea para detectar derivas a tierra.

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.

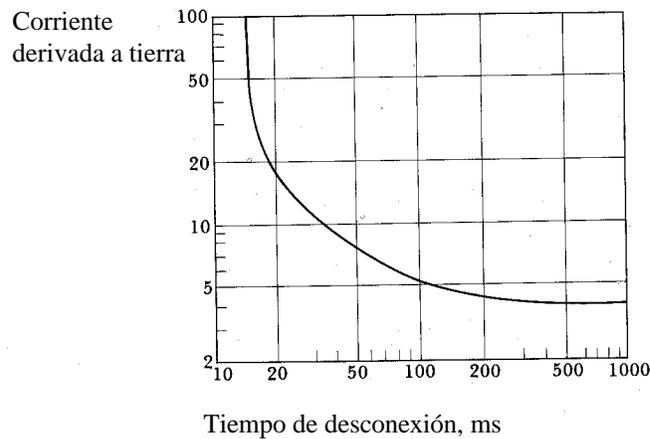
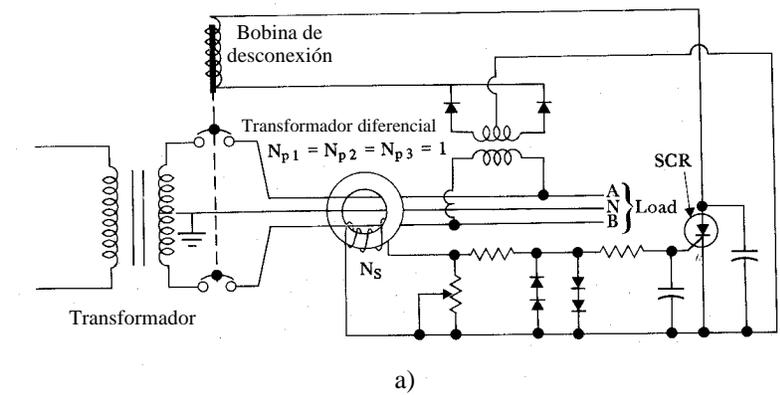


Figura 2.29.- a) Esquema de un interruptor de fallo de puesta a tierra (gfcí). b) Tiempo de desconexión del equipo en función de la corriente derivada.

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

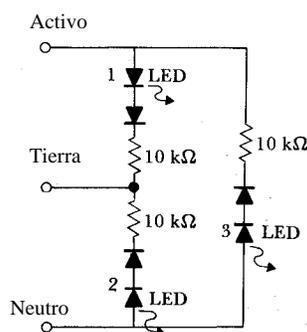
Los sistema de comprobación de la distribución eléctrica y equipos médicos deben considerar la seguridad de los pacientes y del resto de usuarios o personal que puede entrar en contacto con ellos. A continuación se comentan algunas de las comprobaciones más normales que deben realizarse:

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.

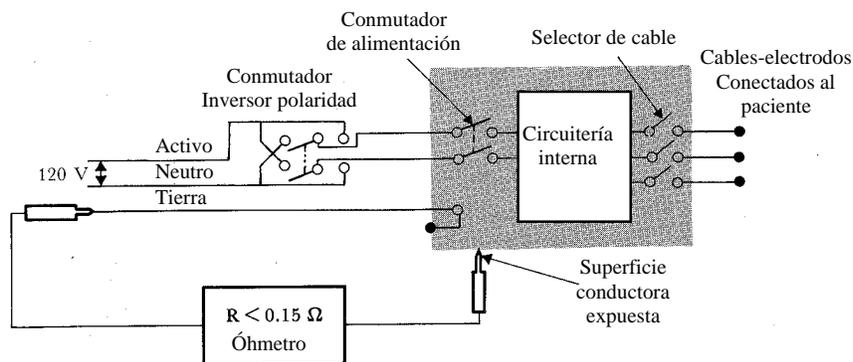


Figura 2.31.- Comprobación de la resistencia tierra-chasis del equipo.

2.10.2.- CORRIENTES DE FUGA DEL CHASIS

Las corrientes de fuga del chasis deben ser inferiores a 500 μA en equipos que no tengan contacto con los pacientes e inferiores a 100 μA 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).

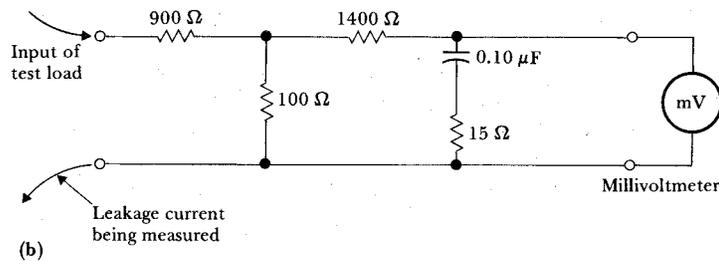
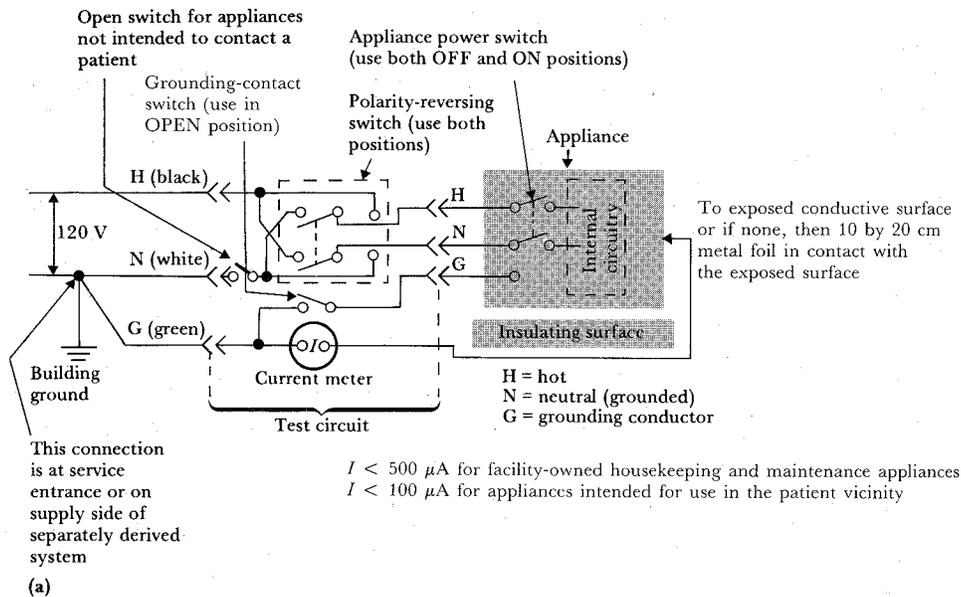


Figura 2.32.- a) Comprobación de la corriente de fugas del chasis. b) Circuito que se utiliza para medir la corriente de fugas.

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.

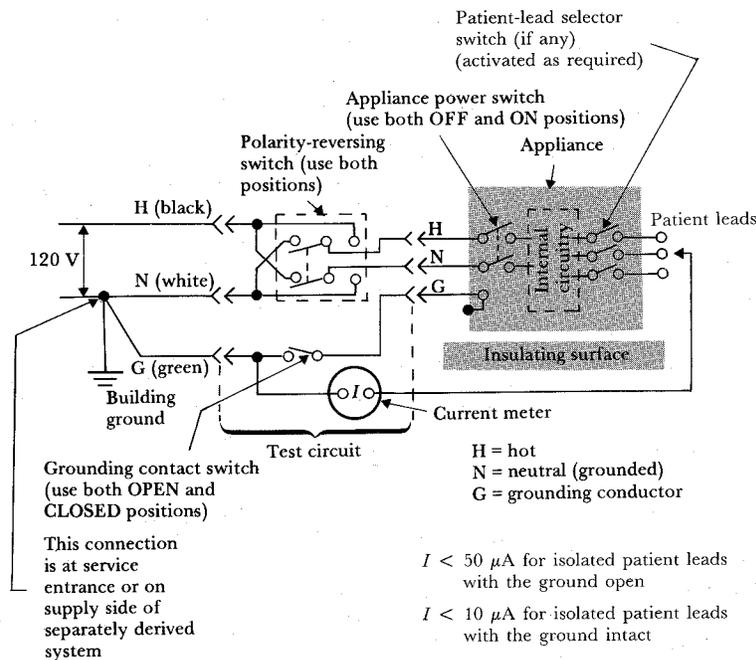


Figura 2.33.- Comprobación de la corriente de fugas de los hilos conectados al paciente.

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.

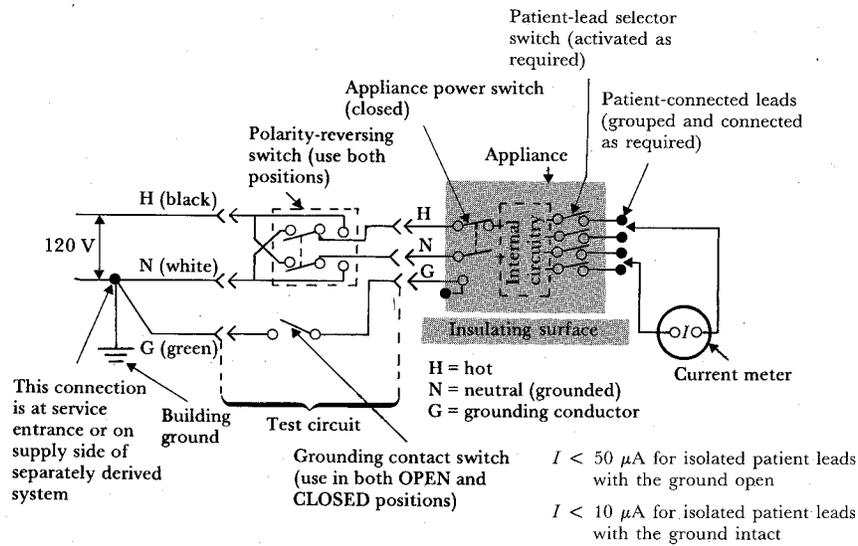


Figura 2.34.- Comprobación de las fugas entre los cables conectados al paciente.

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.

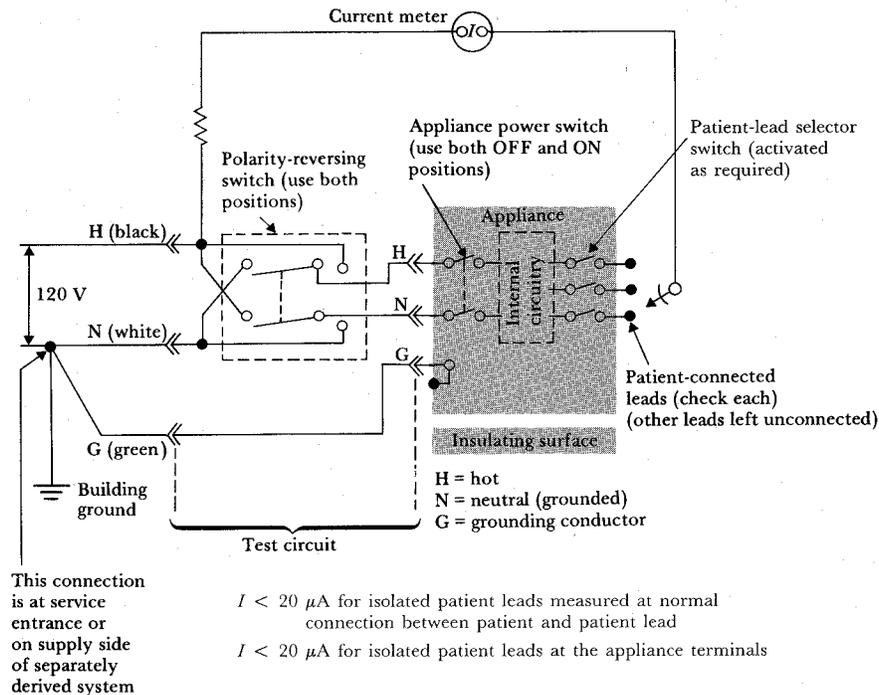


Figura 2.35.- Comprobación del aislamiento electrodo-tierra a una tensión igual a la de la red.