

# Seguridad eléctrica en el medio ambiente hospitalario

Joaquín Azpiroz L.,<sup>a</sup> Verónica Medina B.,<sup>b</sup>  
Mónica Rode M.,<sup>b</sup> Patricia Ortega V.,<sup>c</sup> Teófila  
Cadena A.,<sup>d</sup> y Fernando Berdichevsky.<sup>e</sup>

## RESUMEN

En el presente artículo se analizan de manera somera los conceptos básicos de seguridad eléctrica hospitalaria. Se proporcionan los valores de corriente máximos permisibles para un ambiente eléctrico seguro. Se dan protocolos de revisión y mantenimiento preventivo tanto de la instalación eléctrica como de los equipos electromédicos.

## ABSTRACT

In this article, the basic concepts of electrical safety in hospitals are reviewed. The maximum acceptable values of leakage currents for a safe electrical environment are presented. Also included are procedures for inspection and preventive maintenance of the electrical installation and electromedical equipment.

## I. Introducción

En los últimos años ha tenido lugar un incremento muy notorio en la cantidad y complejidad de los equipos electromédicos en uso dentro de las instituciones hospitalarias. Desafortunadamente, este incremento no ha sido similar en la comprensión que los encargados tienen de sus principios de funcionamiento, de los riesgos inherentes a su utilización y de sus limitaciones.

La instrumentación electromédica en uso dentro de los hospitales debe operar siempre bajo las mejores condiciones posibles, para disminuir de esta manera, los peligros potenciales de las corrientes eléctricas involucradas tanto para el operador como para el paciente. Para lograr estas óptimas condiciones de operación se requiere de la intervención de personal calificado tecnológicamente para poder adoptar e implantar normas y procedimientos de seguridad eléctrica.

<sup>a</sup>Depto. de Fisiología, CIEA-IPN. <sup>b</sup>Instituto Nacional de Cancerología, SSA. <sup>c</sup>Instituto Nacional de Pediatría, DIF. <sup>d</sup>Instituto Nacional de la Nutrición, SSA. <sup>e</sup>Depto. de Ingeniería, Universidad Autónoma Metropolitana-Iztapalapa.

Sólo de esta manera es posible disminuir al mínimo los riesgos de choque eléctrico y aumentar, paralelamente, la confiabilidad de las mediciones diagnósticas y de las medidas terapéuticas.

Se estima que tan sólo en 1970 tuvieron lugar en los hospitales de Estados Unidos más de 1 200 accidentes eléctricos, durante procedimientos diagnóstico-terapéuticos de rutina.<sup>15</sup> En nuestro país, aun cuando se carece de cifras estadísticas, podemos suponer que el número de accidentes de esta naturaleza es comparativamente mayor; esta estimación se basa en que aun cuando se efectúa un número menor de estos procedimientos la reglamentación respectiva es prácticamente inexistente, el control de calidad en la operación de los equipos es muy pobre y las condiciones de las instalaciones eléctricas hospitalarias son, en general, muy deficientes. Con la adopción de un sistema de seguridad eléctrica adecuado, se puede disminuir en gran medida la incidencia de los accidentes eléctricos, además de aumentar la confiabilidad de las mediciones y disminuir las interferencias indeseables.

## II. Respuesta fisiológica a las corrientes eléctricas

Nunca será suficiente el énfasis que se haga en el hecho de que el parámetro de interés para estimar los peligros potenciales del uso de la energía eléctrica es el de la magnitud de la corriente eléctrica que circule accidentalmente a través de los tejidos.

Por otra parte, para un nivel de corriente dado, la respuesta fisiológica correspondiente y por ende su peligro potencial, dependerán además de la frecuencia de la corriente, del tiempo de

exposición, del tipo de tejido atravesado y finalmente, de la constitución física y estado psicológico del sujeto.<sup>8</sup> Dentro de la variabilidad de las respuestas encontradas se pueden, sin embargo, establecer ciertos valores estadísticos que producen respuestas predeterminadas. En este sentido se han realizado infinidad de estudios experimentales (muchos de ellos en animales de laboratorio) en los cuales se han tomado en cuenta los diversos parámetros. Son de particular importancia los efectos de la corriente eléctrica de 60 Hz, por ser ésta la frecuencia de alimentación doméstica en la mayor parte del mundo (Tabla 1).

Tabla 1

EFFECTO FISIOLÓGICO DE LAS CORRIENTES DE 60 Hz.<sup>11</sup>

Menos de 1 mA.	Imperceptible cuando se aplica externamente. Fibrilación al pasar 20 $\mu$ A por el corazón.
1-10 mA.	Sensaciones desde cosquilleo hasta dolor.
Más de 10 mA.	Produce contracción muscular involuntaria.
Más de 30 mA.	Produce paro respiratorio.
75-250 mA.	Causa fibrilación ventricular.
Más de 4 A.	Contracción sostenida del corazón.
Más de 5 A.	Produce quemaduras de los tejidos.

En la Tabla 1 el umbral de percepción se define como el mínimo valor de corriente detectable por el individuo. Este umbral variará según sea el tejido considerado (por ejemplo, la lengua es extraordinariamente sensible) y las condiciones de aplicación. Así, por ejemplo, si la corriente se aplica entre las dos manos cuando éstas están húmedas, el umbral es menor (0.5 mA a 60 Hz) que si están secas (10 mA a 60 Hz), ya que bajo la primera condición se disminuye la resistencia de la piel al paso de esta corriente. Asimismo, se sabe que conforme aumenta la frecuencia de la corriente aumenta también este umbral de percepción (Figura 1).<sup>2</sup>

Al sobrepasarse el umbral de percepción, se produce una estimulación de fibras nerviosas que provoca dolor y se estimulan además fibras musculares, lo cual causa contracción involuntaria del músculo correspondiente. Así, cuando una corriente de 16 mA (a 60 Hz) atraviesa los músculos de los brazos, se produce una contracción involuntaria de magnitud tal que la mano no

puede soltar el conductor eléctrico, quedándose "pegada". A este valor se le denomina "corriente de soltado" (*let go current*). Los valores de la corriente de soltado cambian también en función de la frecuencia de la corriente.<sup>2</sup> Si una corriente eléctrica de 18 mA (a 60 Hz) atraviesa los músculos del tórax, se produce una contracción involuntaria de los músculos respiratorios; en consecuencia, se interrumpe la ventilación, lo que después de un tiempo suficientemente largo provoca desfallecimiento.<sup>2</sup>

Un caso de particular importancia tiene lugar cuando la corriente eléctrica de origen externo pasa a través del corazón. Esta corriente es capaz de provocar un estado del músculo miocárdico denominado fibrilación ventricular, bajo el cual cesan los latidos y, por ende, el bombeo de sangre. La fibrilación ventricular en muy raras ocasiones cesa de manera espontánea y si no se toman medidas terapéuticas adecuadas (desfibrilación eléctrica) se producirá la muerte en cuestión de pocos minutos. La corriente que produce el estado de fibrilación lo hace al excitar solamente algunas fibras del miocardio, provocando una desincronización de su función normal. La sincronización podrá restablecerse aplicando (externa o internamente) un pulso breve de corriente de magnitud suficientemente grande como para depolarizar simultáneamente todas las fibras del

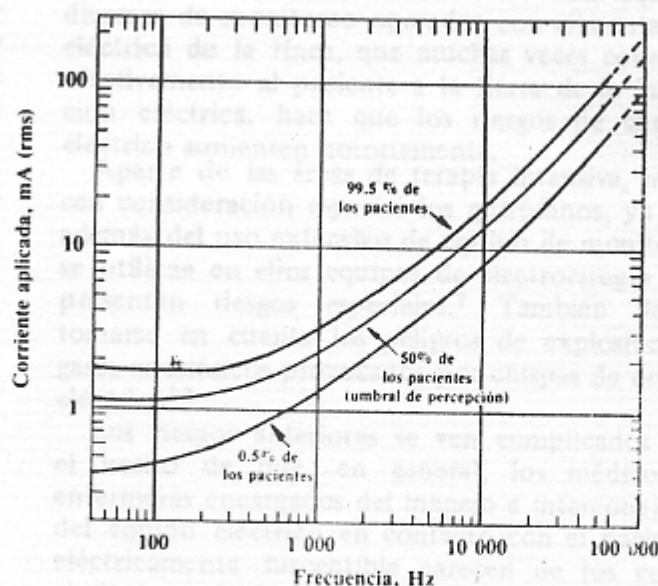


Figura 1. Variación del umbral de percepción de la corriente eléctrica en función de su frecuencia. (tomada de la Ref. 4).



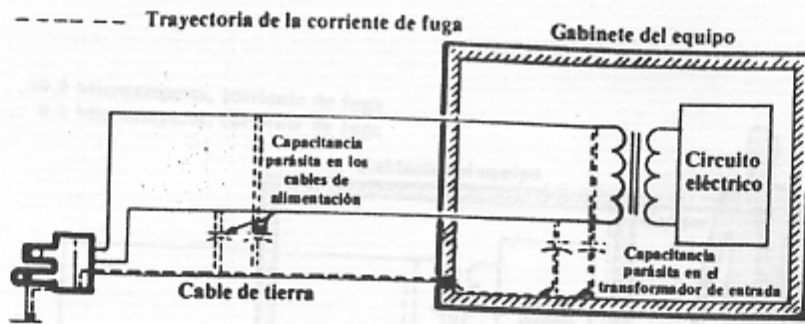


Figura 2. Diagrama esquemático que ilustra el origen de las corrientes de fuga en los equipos electromédicos (capacitancias parásitas).

corazón, para que después al relajarse éste, se reinicie su ciclo normal de activación y, consecuentemente, se restablezca el bombeo sanguíneo.

Los experimentos para determinar el umbral fibrilatorio (o más bien la corriente máxima que no debe provocar fibrilación) se han realizado (como es de suponerse) en animales de laboratorio, que posean una masa cardíaca comparable en tamaño, a la del hombre. En estos experimentos se han relacionado los umbrales fibrilatorios para corrientes externas con el peso corporal, la duración del choque y la trayectoria de la corriente (por ejemplo, entre una extremidad delantera y la extremidad trasera del lado opuesto). En este caso, se puede tomar como valor representativo del umbral fibrilatorio en el hombre una corriente de 100 mA (a 60 Hz) que circule entre un brazo y la pierna del lado opuesto.<sup>8</sup> Si la corriente eléctrica es aplicada directamente sobre el músculo del corazón (como en el caso de un paciente cateterizado o con un marcapaso externo), el umbral fibrilatorio es mucho menor, tomándose como valor representativo el de  $20 \mu\text{A}$ ,<sup>14</sup> (también a 60 Hz).

Los efectos de niveles de corriente muy por encima de los que producen fibrilación son variados, y van desde el paro cardíaco por contracción sostenida hasta daños irreversibles en los tejidos por disipación térmica (especialmente en el tejido nervioso). Sin embargo, por razones obvias se desconocen los valores precisos para estos efectos.

### III. El ambiente eléctrico del paciente hospitalizado

Los riesgos de accidentes eléctricos en la mayor parte de las áreas de los hospitales, como son los pabellones generales, laboratorios, salas de espera,

oficinas, etcétera, son los normales del uso de la energía eléctrica en la vida moderna. Por lo tanto, en estas áreas se aplican las normas y códigos vigentes para instalaciones domésticas. La situación es radicalmente diferente en las áreas de hospitalización en donde los pacientes en estado crítico están sujetos a un monitoreo intensivo de diversas variables fisiológicas. La situación es especialmente delicada en aquellos pacientes en quienes se ha practicado venoclisis para la inserción de catéteres llenos de solución salina o electrodos de marcapasos.<sup>10</sup> A este tipo de pacientes se les denomina eléctricamente susceptibles, puesto que la barrera natural al paso de la corriente eléctrica al interior del cuerpo— es decir la elevada resistencia cutánea— ha sido rota por alguno de los procedimientos mencionados.<sup>11</sup>

Aun cuando no se trate de pacientes eléctricamente susceptibles, el hecho de usar equipos diversos de monitoreo operados con alimentación eléctrica de la línea, que muchas veces conectan efectivamente al paciente a la tierra de la instalación eléctrica, hace que los riesgos de choque eléctrico aumenten notoriamente.

Aparte de las áreas de terapia intensiva, merecen consideración especial los quirófanos, ya que además del uso extensivo de equipo de monitoreo se utilizan en ellos equipos de electrocirugía que presentan riesgos especiales.<sup>7</sup> También deben tomarse en cuenta los peligros de explosión de gases anestésicos provocados por chispas de origen eléctrico.<sup>12</sup>

Los riesgos anteriores se ven complicados por el hecho de que, en general, los médicos y enfermeras encargados del manejo e interconexión del equipo eléctrico en contacto con el paciente eléctricamente susceptible carecen de los conocimientos técnicos necesarios para entender el origen de los peligros a los que está expuesto

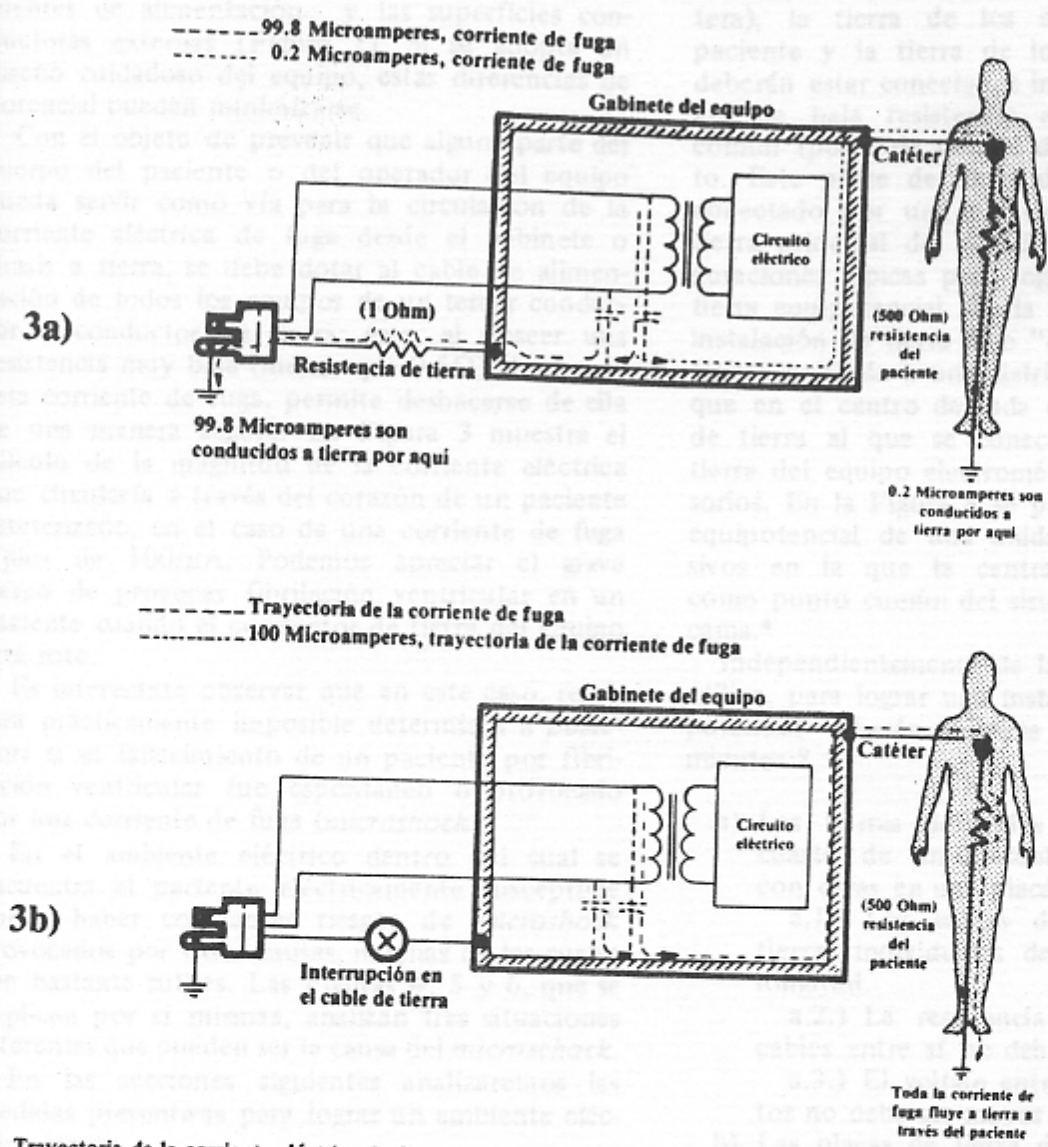


Figura 3. Trayectoria de la corriente eléctrica de fuga. 3a) Trayectoria normal, cuando el cable de conexión a tierra está en condiciones normales. 3b) Trayectoria "peligrosa" cuando el cable de tierra está roto.

dicho paciente y ellos mismos; por lo tanto, no pueden tomar las medidas adecuadas de control preventivo.

Para analizar el origen de los riesgos de choque eléctrico en las áreas de terapia intensiva y quirófanos, es necesario tomar en cuenta dos factores:

a) El diseño general y estado de la red de alimentación considerada. Aun cuando el diseño haya sido el adecuado es necesario efectuar revisiones periódicas para cerciorarse de la integridad de la instalación.

b) El diseño general y el estado de los equipos operados eléctricamente. En este ámbito, es fundamental revisar periódicamente la integridad de los cables de alimentación, conexión de tierra y

clavijas, especialmente en los equipos portátiles.

Bajo condiciones normales, en todos los equipos operados por medio de la línea de alimentación eléctrica existen pequeñas diferencias de potencial entre las partes externas conductoras del equipo (gabinetes, chasis, perillas, etcétera) y las superficies metálicas que se encuentran al mismo nivel de potencial que la tierra de la instalación eléctrica (partes metálicas conductoras, como tuberías de agua, marcos de ventanas, etcétera). Estas diferencias de potencial, que se manifiestan aun cuando los aislantes de los cables eléctricos estén en perfectas condiciones, son resultado de la existencia de pequeñas capacitancias eléctricas (capacitancias parásitas) entre los

circuitos internos del equipo —especialmente las fuentes de alimentación— y las superficies conductoras externas (Figura 2). Si se adopta un diseño cuidadoso del equipo, estas diferencias de potencial pueden minimizarse.

Con el objeto de prevenir que alguna parte del cuerpo del paciente o del operador del equipo pueda servir como vía para la circulación de la corriente eléctrica de fuga desde el gabinete o chasis a tierra, se debe dotar al cable de alimentación de todos los equipos de un tercer conductor o conductor de tierra; éste, al poseer una resistencia muy baja (menor que  $0.5\Omega$ ) al paso de esta corriente de fuga, permite deshacerse de ella de una manera segura. La Figura 3 muestra el cálculo de la magnitud de la corriente eléctrica que circularía a través del corazón de un paciente cateterizado, en el caso de una corriente de fuga típica de  $100/\mu\text{A}$ . Podemos apreciar el grave riesgo de provocar fibrilación ventricular en un paciente cuando el conductor de tierra del equipo está roto.

Es interesante observar que en este caso, resultará prácticamente imposible determinar *a posteriori* si el fallecimiento de un paciente por fibrilación ventricular fue espontáneo o provocado por una corriente de fuga (*microshock*).

En el ambiente eléctrico dentro del cual se encuentra el paciente eléctricamente susceptible puede haber constantes riesgos de *microshock* provocados por otras causas, muchas de las cuales son bastante sutiles. Las Figuras 4, 5 y 6, que se explican por sí mismas, analizan tres situaciones diferentes que pueden ser la causa del *microshock*.

En las secciones siguientes analizaremos las medidas preventivas para lograr un ambiente eléctrico seguro.

#### IV. Instalación de tierra equipotencial

En las áreas del hospital en las que los pacientes eléctricamente susceptibles se encuentran expuestos continuamente a los peligros de las corrientes de fuga que proceden de los equipos, las medidas preventivas deben estar encaminadas a evitar la existencia de diferencias de potencial de magnitud suficiente como para originar corrientes que puedan causar *microshock*. Este objetivo se puede lograr diseñando la instalación eléctrica para mantener en la vecindad del paciente un ambiente eléctrico equipotencial.<sup>8, 16</sup>

Lo anterior se logra por medio de lo que se denomina instalación de tierra equipotencial: En esta instalación, todas las superficies constituidas por materiales conductores eléctricos expuestos (camas metálicas, puertas y ventanas de metal,

tubería de agua, tomas de aire y oxígeno, etcétera), la tierra de los equipos conectados al paciente y la tierra de los contactos eléctricos deberán estar conectados individualmente por una vía de baja resistencia eléctrica, a un punto común (poste de tierra), dentro del mismo cuarto. Este poste de tierra deberá, a su vez, estar conectado por una vía de baja resistencia a la tierra principal del edificio. Existen varias configuraciones típicas para lograr una instalación de tierra equipotencial. En la Figura 7 se muestra la instalación de tierra tipo "copo de nieve" (*snowflake*), aplicada a una distribución circular,<sup>4</sup> en la que en el centro de cada cuarto existe un poste de tierra al que se conectan los conectores de tierra del equipo electromédico y todos los accesorios. En la Figura 8 se presenta una instalación equipotencial de una unidad de cuidados intensivos en la que la central de monitoreo sirve como punto común del sistema de tierras de cada cama.<sup>4</sup>

Independientemente de la configuración que se utilice, para lograr una instalación de tierra equipotencial deberán seguirse los siguientes lineamientos:<sup>9</sup>

- a) Las tierras de todos los contactos en el cuarto de un paciente deben unirse unas con otras en una placa metálica conductora.
  - a.1.) Los cables de conexión de estas tierras individuales deben ser de la misma longitud.
  - a.2.) La resistencia que presenten estos cables entre sí no debe exceder a 0.1 ohms.
  - a.3.) El voltaje entre tierras de 2 contactos no debe ser mayor de 5 mV a 60 Hz.
- b) Las placas de tierra de cada cuarto deben conectarse a una placa de tierra central por medio de un cable verde de calibre de 12 AWG.
  - b.1.) Las conexiones a tierra de los equipos eléctricos y accesorios no aterrizados deben hacerse con cable verde y de calibre de 12 AWG.
  - b.2.) La resistencia entre el cable y la tierra del cuarto no debe ser mayor de 0.5 ohms.
- c) De la placa central del área debe haber una conexión a la tierra principal del edificio, con cable verde de 10 AWG o de mayor calibre, que debe hacer un buen contacto con la tubería del agua que tenga mayor diámetro.
- d) En el sistema de distribución eléctrica debe haber un interruptor para cada cubículo, junto con un fusible adecuado.



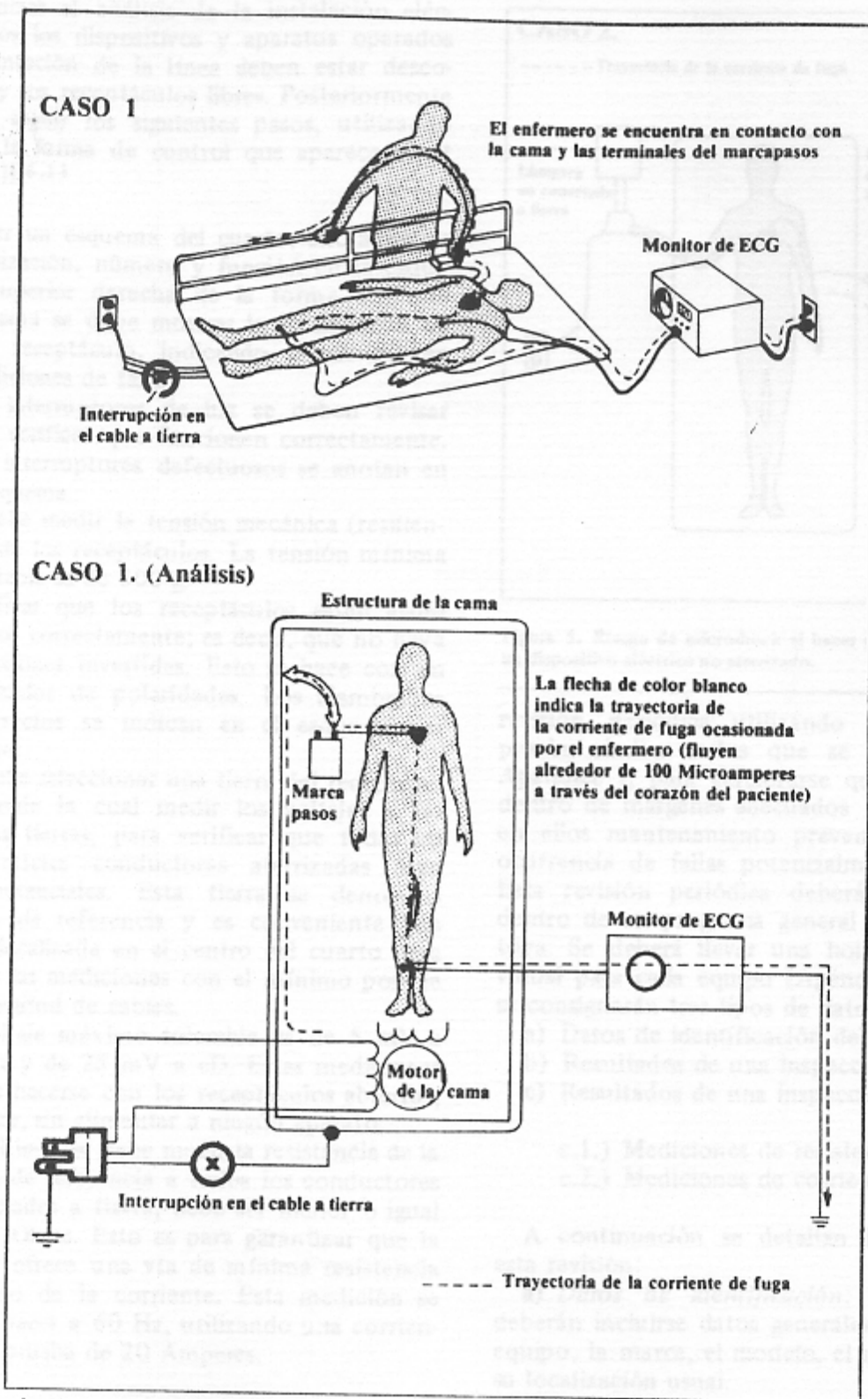


Figura 4. Riesgo de microshock causado por la carencia de la conexión de tierra de una cama operada eléctricamente.

#### V. Análisis de una instalación eléctrica existente

En muchas ocasiones se presenta el problema de comprobar si la instalación eléctrica en una área hospitalaria para pacientes eléctricamente suscep-

tibles cumple o no con los requisitos mínimos para garantizar la seguridad de los pacientes y los operadores del equipo. Para ello se puede utilizar alguno de los equipos de prueba disponibles comercialmente (véase Apéndice I) u otro similar.

Para iniciar el análisis de la instalación eléctrica, todos los dispositivos y aparatos operados con alimentación de la línea deben estar desconectados y los receptáculos libres. Posteriormente se deben seguir los siguientes pasos, utilizando para ello la forma de control que aparece en el Apéndice II: 6.11

- a) Hacer un esquema del cuarto, anotando su localización, número y función en la esquina superior derecha de la forma. En este esquema se debe mostrar la localización de cada receptáculo, indicando donde existen condiciones de falla.
- b) Los interruptores de luz se deben revisar para verificar que funcionen correctamente. Los interruptores defectuosos se anotan en el esquema.
- c) Se debe medir la tensión mecánica (resiliencia) de los receptáculos. La tensión mínima aceptable es de 500 g.
- d) Verificar que los receptáculos estén alambrados correctamente; es decir, que no haya conexiones invertidas. Esto se hace con un analizador de polaridades. Los alambrados incorrectos se indican en el esquema del cuarto.
- e) Se debe seleccionar una tierra del receptáculo desde la cual medir los voltajes a las demás tierras, para verificar que todas las superficies conductoras aterrizadas sean equipotenciales. Esta tierra se denomina tierra de referencia y es conveniente que esté localizada en el centro del cuarto para hacer las mediciones con el mínimo posible de longitud de cables.
- f) El voltaje máximo tolerable es de 5 mV a 60 Hz y de 25 mV a cD. Estas mediciones deben hacerse con los receptáculos abiertos, es decir, sin alimentar a ningún aparato.
- g) Por último, se debe medir la resistencia de la tierra de referencia a todos los conductores conectados a tierra; debe ser menor o igual a 0.1 Ohms. Esto es para garantizar que la tierra ofrece una vía de mínima resistencia al paso de la corriente. Esta medición se debe hacer a 60 Hz, utilizando una corriente de prueba de 20 Amperes.

## VI. Revisión del equipo electromédico

Como ya se mencionó, el otro elemento fundamental para garantizar la seguridad eléctrica dentro de los hospitales es el del estado del equipo electromédico operado desde la línea de alimentación. Estos equipos deben ser sometidos a una

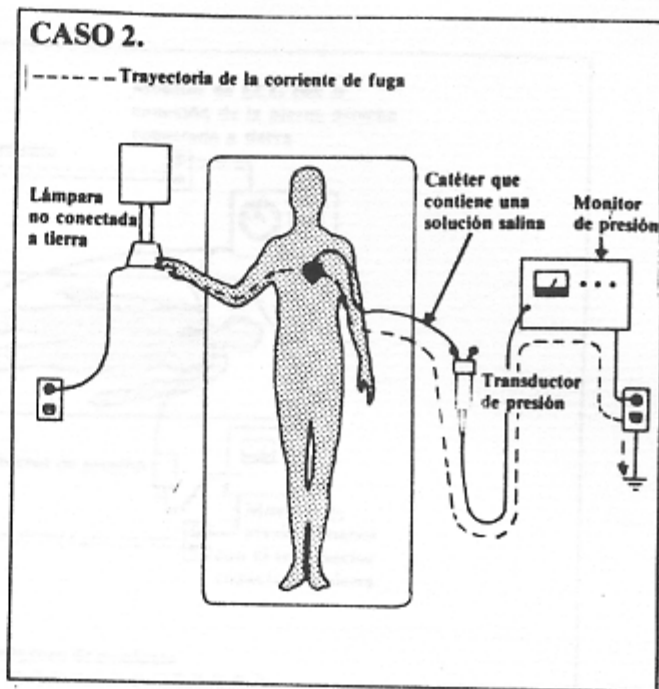


Figura 5. Riesgo de microshock al hacer contacto el paciente con un dispositivo eléctrico no aterrizado.

revisión periódica utilizando algún equipo de prueba similar a los que se mencionan en el Apéndice I, para cerciorarse que estén operando dentro de márgenes adecuados y permitir realizar en ellos mantenimiento preventivo que evite la ocurrencia de fallas potencialmente catastróficas. Esta revisión periódica deberá estar enmarcada dentro de un programa general de seguridad eléctrica. Se deberá llevar una hoja de registro individual para cada equipo (Apéndice III) en donde se consignarán tres tipos de datos:

- a) Datos de identificación del equipo.
- b) Resultados de una inspección preliminar.
- c) Resultados de una inspección detallada.

- c.1.) Mediciones de resistencia.
- c.2.) Mediciones de corrientes de fuga.

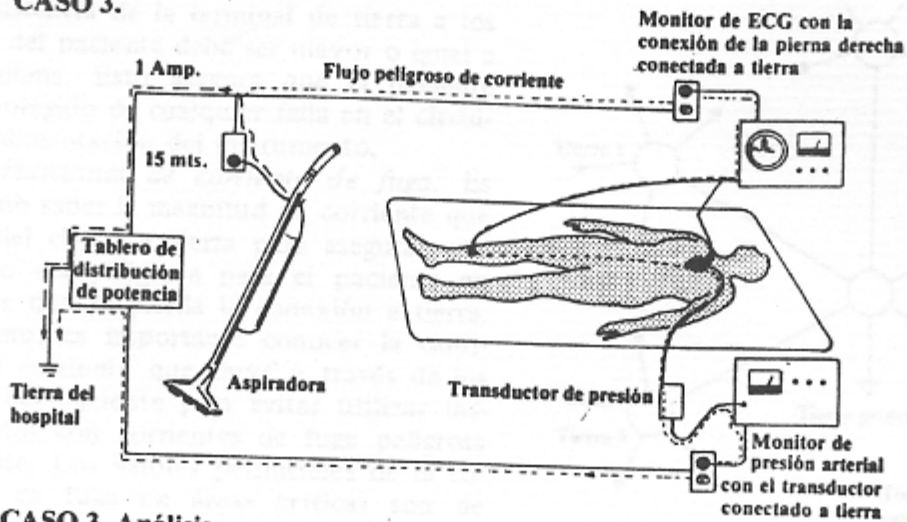
A continuación se detallan los elementos de esta revisión:

a) *Datos de identificación:* En este renglón deberán incluirse datos generales como el tipo de equipo, la marca, el modelo, el número de serie y su localización usual.

b) *Inspección preliminar:* Se debe realizar una inspección preliminar, observando la condición en que se encuentran los cables, los protectores, las clavijas, fusibles, controles, medidores y lámparas indicadoras. Los resultados se deben anotar en la hoja de inspección.

- c) *Inspección detallada:* 1,22

### CASO 3.



### CASO 3. Análisis

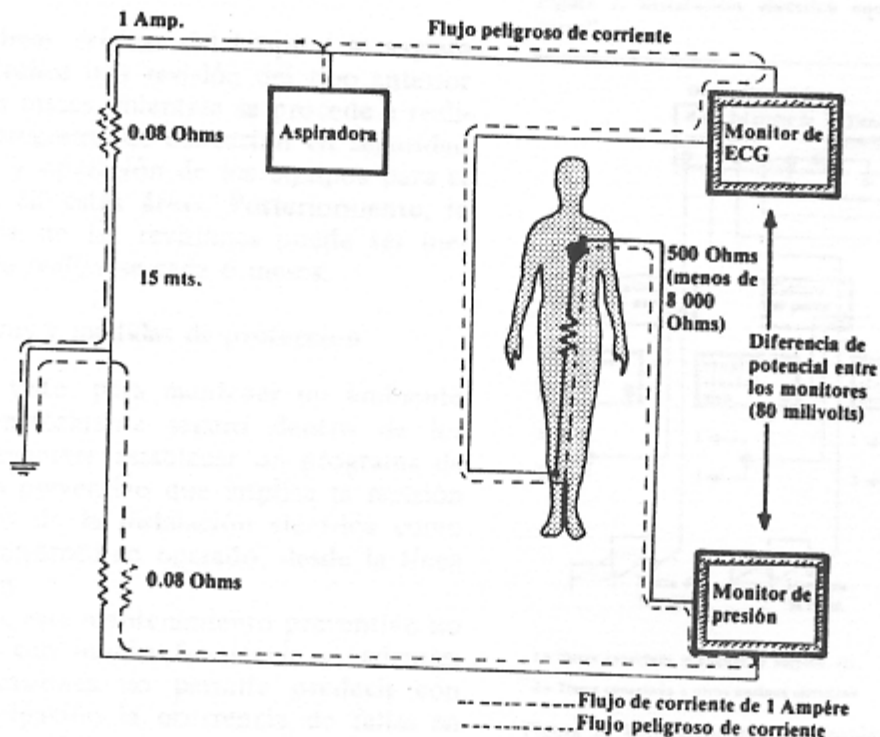


Figura 6. Riesgo de microshock por una falla eléctrica remota y diferencias de potencial en la instalación de tierra.

c.1.) *Mediciones de resistencia:* La resistencia del chasis a tierra debe ser menor o igual a 0.1 ohms. Este aterrizaje tiene dos funciones: la primera es permitir que las corrientes de fuga o las corrientes en caso de falla fluyan directamente a tierra, evitando el peligro de choque eléctrico. Este peligro se favorece cuando se utilizan adaptadores de 3 a 2 patas, por lo que nunca se deben utilizar en un hospital.

Normalmente deben darse dos fallas para que el chasis se vuelva "vivo": un corto en el vivo y la conexión de tierra abierta. Sin embargo, una doble falla no es necesaria para que exista peligro en el caso de los pacientes susceptibles a microshock ya que, como vimos, éstos pueden ser electrocutados tan sólo por las corrientes de fuga cuando la tierra está abierta.

La segunda función del aterrizaje del chasis



es evitar la interferencia producida por la radiación electromagnética.

La resistencia de la terminal de tierra a los cables del paciente debe ser mayor o igual a 10M ohms. Esto asegura que el paciente esté protegido de cualquier falla en el circuito de alimentación del instrumento.

c.2.) *Mediciones de corriente de fuga:* Es necesario saber la magnitud de corriente que fluye del chasis a tierra para asegurar que ésta no sea peligrosa para el paciente en caso de que se pierda la conexión a tierra. Asimismo, es importante conocer la cantidad de corriente que fluye a través de los cables del paciente para evitar utilizar instrumentos con corrientes de fuga peligrosa para éste. Los valores permisibles de la corriente de fuga en áreas críticas son de  $10\mu\text{A}$  o menores para frecuencia de C.D. a 1 KHz.

En las áreas críticas del hospital se sugiere que se realice una revisión del tipo anterior cada dos meses, mientras se procede a realizar un programa de educación en seguridad eléctrica y operación de los equipos para el personal en estas áreas. Posteriormente, la frecuencia de las revisiones puede ser menor, hasta realizarse cada 6 meses.

## VII. Dispositivos y medidas de protección

Como hemos visto, para mantener un ambiente eléctrico razonablemente seguro dentro de los hospitales se requiere establecer un programa de mantenimiento preventivo que implica la revisión periódica tanto de la instalación eléctrica como del equipo electromédico operado, desde la línea de alimentación.

Sin embargo, este mantenimiento preventivo no puede hacerse con mucha frecuencia y, además, en muchas ocasiones no permite predecir con suficiente anticipación la ocurrencia de fallas en los equipos que pudieran provocar choques eléctricos. Existe, sin embargo, una serie de dispositivos y/o medidas de seguridad que permiten reducir al mínimo los riesgos, aun bajo condiciones de falla.

Una de las medidas más sencillas —aunque no necesariamente la más económica— es la del aislamiento eléctrico de las superficies conductoras expuestas de los equipos.<sup>2</sup> Este aislamiento también es aplicable para evitar que la armazón metálica de las camas operadas eléctricamente quede conectada a la tierra de la instalación. De esta manera se evita que el paciente, al tocar simultáneamente la cama y algún equipo (mal aterri-

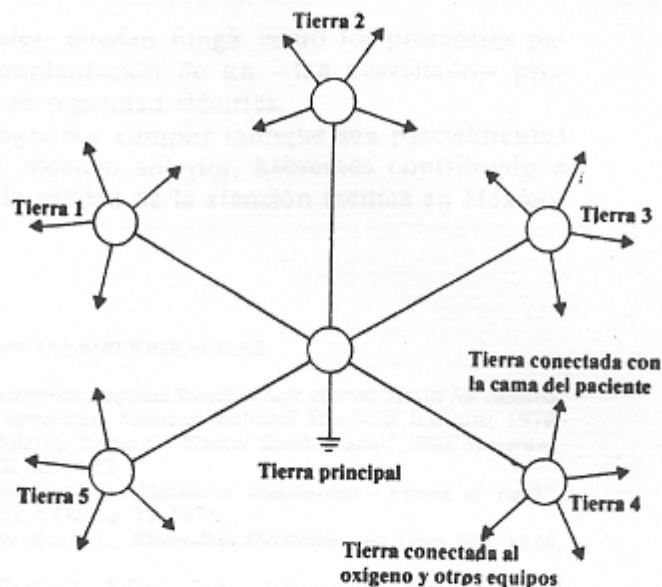
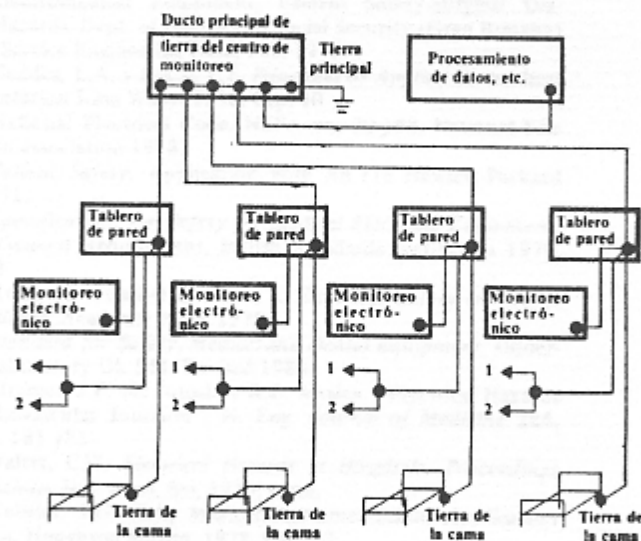


Figura 7. Instalación eléctrica equipotencial del tipo "copo de nieve".



1 = Tierra conectada al equipo de oxígeno, etc.  
2 = Tierra conectada a otros equipos eléctricos

Figura 8. Instalación eléctrica equipotencial en una sala típica de terapia intensiva.

zado), sirva como conductor de la corriente de fuga.

Los llamados transformadores de aislamiento permiten independizar los potenciales causantes de las corrientes de fuga del nivel de tierra de la instalación eléctrica.<sup>3</sup> Por medio de estos transformadores se evitan en gran medida, los peligros del microshock. Además pueden estar dotados de un sistema de alarma que llame la atención sobre la existencia de condiciones anormales en el equipo. Existen, también, los dispositivos llamados interruptores de falla a tierra<sup>2</sup>, que pueden ser

considerados como fusibles electrónicos de acción rápida, pero que se disparan con corrientes pequeñas como 5-10 mA. Al dispararse indican la existencia de corrientes de fuga peligrosas.

Mencionaremos además la conveniencia de utilizar equipos operados con batería o equipos que funcionen con excitaciones eléctricas de alta frecuencia.<sup>2</sup> Los primeros representan peligros mínimos por razones obvias, mientras que la conveniencia de los segundos estriba en que, como ya mencionamos, la sensibilidad de los tejidos a las corrientes eléctricas disminuye notoriamente al aumentar la frecuencia.

Finalmente, es importante incluir en el diseño de los equipos electromédicos dispositivos de protección que eviten que, bajo condiciones de falla, alguno de los cables conectados al paciente pueda convertirse en una fuente de corrientes peligrosas. Entre esos dispositivos se cuentan los diversos tipos de limitadores de corriente, los aisladores ópticos y los transformadores de aislamiento.

### VIII. Mantenimiento, educación y códigos

No existe un sustituto para el establecimiento de programas de mantenimiento preventivo constante de los equipos y la instalación eléctrica en las áreas críticas de los hospitales. Esta labor la deberá realizar personal técnico calificado bajo la supervisión de un ingeniero biomédico o clínico.

Sin embargo, estos programas no podrán cumplir cabalmente con sus objetivos, a menos que vayan acompañados de una intensiva campaña de concientización y reeducación de los usuarios —médicos, enfermeras y personal paramédico— acerca de los peligros y las bases físicas de los riesgos eléctricos que existen para ellos mismos y para los pacientes.

Existe en la actualidad una serie de códigos nacionales e internacionales generados por diversos organismos; estos códigos establecen de manera clara y bastante homogénea las características y pruebas a las que deben someterse a las instalaciones y equipo para garantizar que cumplan con las condiciones mínimas de seguridad eléctrica.<sup>1,5,7,9,12,13</sup> Lamentablemente, en nuestro país no se ha adoptado oficialmente ninguno de estos códigos y existe, en general, una falta de control sobre estas instalaciones y equipo.

### IX. Conclusiones

En este artículo hemos tratado de presentar una visión panorámica de la seguridad eléctrica hospitalaria. Confiamos en que los lectores del mismo, sobre todo aquellos que trabajan dentro de los

hospitales, puedan fungir como los promotores para la implantación de un —tan necesitado— programa de seguridad eléctrica.

Si logramos cumplir (aunque sea parcialmente) con el objetivo anterior, habremos contribuido a elevar la calidad de la atención médica en México.

### REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS

1. *American National Standard-Safe current Limits for Electro-medical Apparatus*. American National Standards Institute, 1978.
2. Dalzrel, Charles F. "Electric Shock Hazard". *IEEE Spectrum*. Feb. 1972, pp. 41-50.
3. Doyle, Owen. "Isolation Transformer - Friend or Foe?". *Electronics*, V44(3) p. 73, 1971.
4. Du Bovy, J., *Biomedical Electronics*, Mc Graw Hill, 1978, Cap. 2.
5. *Electrical Safety Code*. International Electrotechnical Commission Standard IEC-601.
6. *Electrical Safety Test Procedures for Hospitals*. INSTRUTEK, Corp., Pub. no. TP-371, 1973.
7. *Electromedical Equipment, Patient Safety-Surgical Diathermy Hazards*. Dept. of Health and Social Security (Gran Bretaña) Hospital Service Engineering Data, Feb. 1975.
8. Geddes, L.A. y Baker, L.E. *Principles of Applied Biomedical Instrumentation* John Wiley, 1975, Cap. 10.
9. National Electrical Code. NEPA no. 70-198, National Fire Protection association 1978.
10. *Patient Safety*. Application note An 718 Hewlett-Packard Corp. 1971.
11. *Specification, for Safety for Medical Electrical Equipment*, Part. 1. General Requirement. British Standards Institution 1979, pp. 75-83.
12. Roth, H. Telscher y Kane, I. *Electrical Safety in Health Care Facilities*. Academic Press, 1975.
13. *Standard for Safety, Medical and Dental Equipment*. Underwriters Laboratory UL 544. Revised 1980.
14. Stramer, J.F. Mc Jutosh, y R.E. Whalen. "Electrical Hazards and Cardiovascular Junction", *N. Eng. Journal of Medicine* 284, 1971, pp. 181-186.
15. Walter, C.W. *Electrical Hazards in Hospitals: Proceedings of a Workshop*, Nat. Acad. Sci, 1970, p. 66.
16. Webster, J.G. (Ed.) *Medical Instrumentation. Application and Design*. Houghton Mifflin, 1978, Cap. 13.

### APENDICE I

Fabricantes de equipo comercial para efectuar pruebas de seguridad eléctrica

- 1.) Bio-Tek Instruments Inc., One Mill Street, Burlington, Vermont 05401, U.S.A.
- 2.) Instrutek Corp. 401 North Broad Street, Philadelphia, Pennsylvania 19108, U.S.A.
- 3.) Ohmic Instruments Co., 102 Chew Avenue St. Michaels, Maryland 21663, U.S.A.
- 4.) Rigel Research Ltd., 99 Gander Green Lane, Sutton, Surrey, Inglaterra.





**APENDICE III**  
**INGENIERIA BIOMEDICA**  
**INSPECCION GENERAL**

Dispositivo \_\_\_\_\_ Marca \_\_\_\_\_

Modelo \_\_\_\_\_ Número de serie \_\_\_\_\_

Localización \_\_\_\_\_

**A. General**

	Correcto _____	Requiere Reparación _____	Reparado _____
1. Cable de alimentación	_____	_____	_____
2. Clavija	_____	_____	_____
3. Protector de cable	_____	_____	_____
4. Fusibles	_____	_____	_____
5. Controles	_____	_____	_____
6. Medidores	_____	_____	_____
7. Lámparas	_____	_____	_____

**B. Resistencias**

1. Chasis-tierra	_____	_____	_____
2. Salida-tierra	_____	_____	_____

**C. Corrientes de fuga**

	Normal _____		Polaridad _____	
	Abierta _____	Cerrada _____	Abierta _____	Invertida _____
1. Cable de referencia-tierra	_____	_____	_____	_____
2. Cable de paciente-tierra	_____	_____	_____	_____
3. Entre cables de paciente	_____	_____	_____	_____
4. Conductor de tierra	_____	_____	_____	_____
a) Encendido	_____	_____	_____	_____
b) Apagado	_____	_____	_____	_____

Comentarios \_\_\_\_\_

Fecha \_\_\_\_\_ Nombre \_\_\_\_\_ Próxima inspección \_\_\_\_\_

# Bibliografía selecta de neurociencia

Ismael Espinosa E.

(Autores por orden alfabético)

1) *On measures of information and their characterization.* Aczel, J., and Daroczy, Z., Academic Press (1975).

2) *The mechanism of nervous action.* Adrian, E.D., University of Pennsylvania Press (1932), edición de 1959.

3) *Perspectives in membrane biophysics.* Agin, D., Gordon and Breach, Nueva York (1972).

4) *The metaphorical brain.* Arbib, M.A., Wiley Interscience (1972).

5) *An introduction to cybernetics.* Ashby, W.R., Wiley (1956).

6) *Design for a brain.* Ashby, W.R., John Wiley (1960).

7) "Neuronal recognition". Barondes, S.H., *Prog. Neurobiol.*, vol. 12, Plenum Press (1976).

8) *Synaptic transmission and neuronal interaction.* Bennett, M., Raven Press, Nueva York (1974).

9) *An introduction to the study of experimental medicine.* Bernard, C., ed. francesa (1865), 1a. traducción al inglés (1927), Dover (1957).

10) *Structure and function of nervous tissue.* Bourne, G., Academic Press (seis volúmenes, 1968-1972).

11) *Brain and Behavior.* Brazier, M.A.B. (ed.), Proc. First Conf. (Los Angeles, Calif.), American Institute of Biological Science, Washington 6, D.C. (1961).

12) *Electrical activity of the nervous system.* Brazier, M.A.B., Williams and Wilkins Co., Baltimore (4a. ed., 1977).

13) *Electronics for neurobiologists.* Brown,

P.B., Maxfield, B.W., y Moraff, H., MIT Press (1973).

14) *Computer technology in neuroscience.* Brown, P.B., John Wiley (1976).

15) *Introduction to nervous system.* Bullock, T.H., Orkand, R.K., y Grinnell, A.D., W.H. Freeman and Co. (1978).

16) *The uncertain nervous system.* Burns, B.D., Edward Arnold, Londres (1968).

17) *Neural networks.* Caianiello, E.R., Springer Verlag (1968).

18) *The wisdom of the body.* Cannon, W.B., W.W. Norton and Co. (1932, 1967).

19) *Autonomic neuro-effector systems.* Cannon, W.B., y Rosenblueth, A., The Macmillan Co., Nueva York (1937).

20) *Membranes, ions and impulses.* Cole, K.S., University of California Press, Berkeley (1968).

21) *Physics and mathematics of the nervous system.* Conrad, M., Güttinger, W., y Dal Cin, M., Springer Verlag (1974).

22) *Cellular neurophysiology: A source book.* Cooke, I., y Lipkin, M., Holt, Rinehart and Winston (1972).

23) *The use of axonal transport for studies of neural connectivity.* Cowan, M.M., y Cuenod, M., Elsevier (1975).

24) *Annual Review of Neuroscience.* Cowan, W.M., Hall, Z.W., y Kandel, E.R. (eds.), Annual Reviews Inc., Palo Alto, Calif., vol. 1 (1978), vol. 2 (1979).

25) *Inteligencia humana e inteligencia artificial.* Crosson, J.F. (ed.), Fondo de Cultura Económica, México (1975).

26) *Models of the nervous system.* Deutsch, S., Wiley (1967).

27) *The neurophysiological basis of mind.* Eccles, J.C., Clarendon Press, Oxford (1953).

- 28) *The physiology of nerve cells*. Eccles, J.C., The John Hopkins Press (1955).
- 29) *The physiology of synapses*. Eccles, J.C., Springer-Verlag (1964).
- 30) *The cerebellum as a neuronal machine*. Eccles, J.C. et al., Springer Verlag (1967).
- 31) *The understanding of the brain*. Eccles, J.C., McGraw-Hill (1973).
- 32) *Sensory communication contributions to the symposium on principles of sensory communication*. Fessard, A. (Rosenblueth, W.A., ed.), MIT Press (1961).
- 33) *Bionics. the nervous system as a control system*. Gavronsky, R., Elsevier (1971).
- 34) *Electrodes and the measurement of bioelectric events*. Geddes, L.A., Wiley Interscience (1972).
- 35) *The brain as a computer*. George, F.H., Pergamon Press, 2a. ed. (1973).
- 36) *Sensory processes at the neuronal and behavioral level*. Gersuni, G.V., Academic Press (1971).
- 37) *Principles of neurobiological signal analysis*. Glaser, E.M., y Ruchkin, D.S., Academic Press (1976).
- 38) *The basis of motor control*. Granit, R., Academic Press (1970).
- 39) *Mechanisms regulating the discharge of motoneurons*. Granit, R., Charles C. Thomas, Illinois (1972).
- 40) *Mathematical neurobiology*. Griffith, J.S., Academic Press (1971).
- 41) "Neural control of locomotion". Herman, R., et al., *Adv. Beh. Sci.*, vol. 18, Plenum (1976).
- 42) *Adaptation in natural and artificial systems*. Holland, J.H., University of Michigan Press (1975).
- 43) *Electrophysiological analysis of synaptic transmission*. Hubbard, J., Llinas, R., y Quastel, D., Williams and Wilkins, Baltimore (1969).
- 44) *Electric current flow in excitable cells*. Jack, J.J.B., Noble, D., y Tsien, R.W., Oxford University Press (1976).
- 45) *Nerve and muscle excitation*. Junge, D., Sinauer, Sunderland, Mass. (1976).
- 46) *The cellular basis of behavior*. Kandel, E.R., W.H. Freeman (1976).
- 47) *Intracellular staining in neurobiology*. Kater, S., y Nicholson, C., Springer-Verlag (1973).
- 48) *Nerve, muscle and synapse*. Katz, B., McGraw-Hill (1966).
- 49) *Cybernetic modeling*. Klir, J., y Valach, M., Illife Books, Moscú (1967).
- 50) *From neuron to brain*. Kuffler, S.W., y Nicholls, J.G., Sinauer, Sunderland, Mass. (1976).

## SECOBI

# SERVICIO DE CONSULTA A BANCOS DE INFORMACION

Le ofrece localizar y adquirir los documentos que usted necesite (artículos, patentes, ponencias, informes, etcétera) existentes en México o en el extranjero, en más de 190 bancos de información y a un costo muy bajo.

CONACYT

Servicio de Obtención de Documentos. Barranca del Muerto No. 210-3er. piso México 20, D.F. Tel. 524 7309. Lunes a viernes de 8:00 a 15:00 hrs.