



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE NICARAGUA
RECINTO UNIVERSITARIO RUBÉN DARÍO UNAN-MANAGUA
FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA
DEPARTAMENTO DE INGENIERÍA ELECTRÓNICA

Tema:

Propuesta de un Manual de Normas de Seguridad Eléctricas, basadas en la NFPA 99, en el Hospital Infantil Manuel de Jesús Rivera La Mascota, para el uso y manejo de equipos médicos.

Autoras:

Br. María Auxiliadora Palma Peralta.

Br. Martha Nohemí Lezama Murillo.

Tutor:

Msc. Ingeniero Milciades Delgadillo.

Asesores:

Msc. Elvira del Socorro Siles Blanco.

Ing. Jessenia de los Ángeles García Quintero.

Ing. Juan Agustín Guido Carballo.

Managua, Enero 2016.



TEMA:

Propuesta Un Manual de Normas de Seguridad Eléctricas, basadas en NFPA 99- National Fire Protection Association (Asociación de Protección Contra el Fuego), en el Hospital Infantil Manuel de Jesús Rivera La Mascota, para el uso y manejo de equipos médicos.



Contenido

<i>Dedicatoria</i>	7
<i>Dedicatoria</i>	8
<i>Agradecimiento</i>	9
<i>Agradecimiento</i>	10
RESUMEN	11
INTRODUCCIÓN.....	12
JUSTIFICACIÓN	14
I. Datos de conocimientos de las Normas de Seguridad Eléctrica	15
II. Comparación de las normas de seguridad eléctrica que se utilizan en Hospital Infantil Manuel de Jesús Rivera-La Mascota con las normas NFPA 99.....	16
III. Proponer un manual de seguridad eléctrica para los equipos existentes en el Hospital Infantil Manuel de Jesús Rivera que sirva como guía, tomando como base las normativas Internacionales NFPA 99 para equipos médicos.....	16
OBJETIVOS.....	18
Objetivo General	17
Objetivos Específicos.....	17
MARCO TEORICO.....	18
Ámbito de aplicación:.....	26
NORMAS Y ESTÁNDARES QUE DEBEN DE REGIR LA SEGURIDADELECTRICA EN INSTITUCIONES HOSPITALARIAS	32
Sistema de puesta a tierra.....	33
El no poseer puestas a tierra trae como consecuencia.....	33
Diferencia entre neutro y tierra	34
El objetivo de un sistema de puesta a tierra es	35
Los tipos de ruidos los podemos clasificar por:	37
Corrientes espúreas. Las posibles fuentes de las corrientes espúreas son	37
Riesgos de Electrocutación	38
Efectos fisiológicos de la corriente eléctrica	39



Factores que intervienen en el accidente eléctrico.....	40
Causas de accidentes eléctricos.....	41
• Falta de prevención	41
Elementos del sistema de puesta a tierra	42
El electrodo de puesta a tierra.....	42
El procedimiento básico sugerido es el siguiente	45
2.1.4 Requisitos generales de las puestas a tierra.....	46
Factores que afectan la resistividad del terreno.....	48
Resistencia a tierra.....	49
Resistencia del electrodo de tierra.	49
Valores orientativos de la resistividad en función del terreno	50
Variación de la resistencia según el área de los conductores.....	51
En función a su profundidad.	51
EQUIPOS BIOMEDICOS.....	55
Reseña histórica del uso médico de la electricidad	55
Corrientes de estimulación en el diagnóstico.	57
Efectos de la estimulación eléctrica artificial.....	57
PRUEBAS A EQUIPOS ELÉCTRICOS.....	59
Resistencia entre chasis y terminal de tierra.	59
Condiciones de las Corrientes Peligrosas.....	63
Corriente de Fugas.....	63
Daños Causados por la Electricidad	64
Daños a las Personas. Efectos Fisiológicos de la Corriente Eléctrica	64
Superficies metálicas cercanas al paciente y no conectadas a tierra	76
Equipos conectados a diferentes potenciales de tierras.	77
Equipos alimentados a baterías	78
Daños de Otros Tipos.	82
Monitoreo, Riesgos y Seguridad Eléctrica.....	85



Distribución de Potencia Eléctrica.....	85
Cuando se utilizan aparatos eléctricos defectuosos existen riesgos para:	85
Según la protección utilizada.	88
Clase I	88
Clase III:	89
• Riesgo Alto.....	91
• Riesgo Bajo	92
DISEÑO METODOLOGICO: Tipo de Investigación.....	93
Área de estudio	94
Tipo de muestreo:	94
Criterios de Inclusión:.....	94
Criterio de exclusión:.....	94
DISEÑO DE INSTRUMENTO	95
NTC 1340 ESTABLECE	96
NTC 60601:	96
NFPA 99.....	96
✓ Norma 064.....	97
✓ Norma 080.....	97
RESOLUCION No. 006-2000.....	100
APROBADAS SEGÚN RESOLUCIONES: No 12-2001 y No18-2001.....	100
• Normativas del cuerpo de bomberos NTON 22 002-09.....	101
PROCEDIMIENTO	103
Autorización.....	103
Área de Estudio.....	103
El hospital Infantil Manuel de Jesús Rivera-La Mascota, ubicado de los semáforos de la Mascota 3 cuadras al sur. Barrio Ariel Darce Managua, Nicaragua.....	103
Tiempo.....	103
Pruebas de seguridad eléctrica.....	103



Medición de tierra del entorno donde están instalados los equipos.....	104
CONCLUSIONES:	105
Bibliografía	106
ANEXOS	109
EQUIPOS EN TERAPIA INTENSIVA	109
GASOMETRO	110
TABLAS	113



**"LO QUE SABEMOS ES UNA GOTA DE AGUA; LO QUE IGNORAMOS ES EL
OCEANO**

"ISAAC NEWTON"



Dedicatoría

Br. María Auxiliadora Palma Peralta.

A Dios todo poderoso, soberano, omnipotente, creador de todas las cosas y a la Virgen María por ser nuestra madre que nunca nos desampara, porque siempre están con nosotros para darnos fuerza, sabiduría, empeño, vida y salud. Para seguir el día a día.

A mi dulce y abnegada madrecita, Evelia del Socorro Peralta. Quien ha formado en mis buenos sentimientos, hábitos y valores, los cuales me han ayudado a salir adelante, tratando siempre de seguir el mejor camino.

A mis adoradas hijas, Katherine Jannis y Lía Eribeth Lovo Palma. Quienes aguardaron siempre con mucha comprensión y entendimiento mis ausencias, cuando me encontraba en clase.

A los pacientes del Hospital Infantil Manuel de Jesús Rivera “La Mascota”, razón de este estudio, quienes día a día esperan una nueva oportunidad de vida.

A mi familia, quienes con su apoyo y amor incondicional me han motivado hacia la superación, con el fin poder servir mejor a los demás.

Al personal del hospital de la áreas de quienes me brindaron amablemente su apoyo y servicios a fin de cumplir con esta investigación y son un pilar fundamental en la atención y conocimiento de las normativas que aquí se implementan. A los estudiantes de la carrera de Ingeniería Electrónica quienes encontrarán en estas páginas además del contenido un móvil para continuar investigando en el área de las normativas y estándares de los centros hospitalarios. A todos ellos mi amor, con mucho respeto mi agradecimiento.



Dedicatoria

Br. Martha Nohemí Lezama Murillo.

A Dios por su infinita misericordia y benevolencia de brindarme la oportunidad de realizar este sueño el cual parecía inalcanzable pero Dios fue es y será mi motor de inspiración, esperanza y sabiduría llenándome cada día de entusiasmo, positivismo, fortaleza, dedicación y humildad para hacer realidad esta preciada meta en el nombre de “JESUS.”

A mi Padre por ser pilar fundamental y primordial en mi vida , todas mis metas realizadas se debe a sus excelentes consejos llenos de amor, consejos y lógicamente regaños para hacer de mi esa gran mujer “GRACIAS PADRE” por haber fomentado en mí el deseo de superación y humildad y así triunfar en la vida mostrándome que no existen obstáculos cuando creemos en nosotros mismos y hacemos las cosas con amor.

A mis bellos hijos: Sthefany y Hernaldo Zambrana razón de mi existencia y soporte de vida, que depositaron su confianza en mí al llenarse de paciencia, amor y admiración por esta humilde madre que desea enseñarles el camino del éxito y la superación a través del estudio.

Al departamento de Ingeniería Electrónica, a mi tutor Ms. Milciades Delgadillo.

Al personal del Hospital Infantil Manuel de Jesús Rivera “La Mascota”.

A esta Alma Máster y su persona, Universidad Autónoma de Nicaragua UNAN Managua.

A colegas, amigos de estudio y trabajo, por su cooperación incondicional, principalmente a mis tutores: Jessenia Quintero y Agustín Guido, por ser entusiastas y tan eficaces en sus asesorías entregados y abnegados, al brindar su apoyo y esmero.



Agradecimiento

Br. María Auxiliadora Palma Peralta.

A Dios por su infinita bondad de haberme brindado la oportunidad de adquirir nuevos conocimientos y darme la oportunidad acompañarme durante todos los días y cada momentos de mi vida, por darme las fuerzas de llegar a este punto de mi vida.

A mi madre porque ha sido el pilar principal de mi vida desde el momento que inicie mis estudios, todos mis logros los debo a ella a esa gran mujer, gracias por haber fomentado en mí el deseo de superación triunfar en la vida y que la edad no sea un objeto de impedimento. Ser un ejemplo para mis dos bellas hijas.

Al Director de la carrera, mi Tutor, y mi Asesor de La Facultad de Ciencias e Ingeniería del Departamento de Ingeniería Electrónica, a mi muy estimado tutor Msc. Milciades Delgadillo y asesora Msc. Elvira del S. Siles Blanco.

Al personal del Hospital Infantil Manuel de Jesús Rivera “La Mascota”, especialmente de las salas Quirófanos de Sala de Operaciones, Quirófanos de Cardiocirugia, Unidad de terapias intensivas I, II, III, Intensivo de Cardiocirugia y de Neonatología..

A esta Casa Master su persona, Universidad Autónoma de Nicaragua UNAN Managua. A las Autoridades de la Facultad de Ciencias e Ingeniería.

A mis colegas y amigos de estudio y trabajo, por su cooperación incondicional, principalmente a los Ingenieros Jessenia García Quintero y Agustín Guido, por ser entusiastas y tan eficaces en sus asesorías.



Agradecimiento

Br. Martha Nohemí Lezama Murillo.

A Dios por su infinita misericordia y benevolencia de brindarme la oportunidad de realizar este sueño el cual parecía inalcanzable pero Dios fue es y será mi motor de inspiración, esperanza y sabiduría llenándome cada día de entusiasmo, positivismo, fortaleza, dedicación y humildad para hacer ese sueño realidad en el nombre de “JESUS.”

A mi Padre por ser pilar fundamental y primordial en mi vida desde el instante que emprendí mis estudios, todas mis metas realizadas se debe a su excelentes consejos llenos de amor, y lógicamente a veces regaños para hacer de mi esa gran mujer “GRACIAS PADRE” por mostrarme que no existen obstáculos cuando creemos en nosotros mismos y hacemos las cosas con amor.

A mis bellos hijos: Sthefany y Hernaldo Zambrana razón de mi existencia.

A mi hermosa familia Hermanos y sobrinos quienes siempre están a mi lado.

Al personal del Hospital de las áreas donde se desarrolló nuestro trabajo

.A colegas, amigos de estudio y trabajo, por su cooperación incondicional, principalmente a mis tutores: Jessenia Quintero y Agustín Guido, por ser entusiastas y tan eficaces en sus asesorías entregados y abnegados, al brindar su apoyo sin fines de lucro.

A mis profesores que a lo largo de estos 5 años me mostraron una verdadera enseñanza llena de ética y valores.



RESUMEN

Debido a que los riesgos causados por electrocución pueden causar hasta la pérdida de vidas humanas, hace que las precauciones para evitar estos riesgos, sea una prioridad máxima para instituciones encargadas en regular el uso de la corriente eléctrica, la falta de normas de seguridad, disminuyen la funcionalidad de los equipos médicos cuando no se aplican ciertos procedimientos importantes para su mantenimiento y buen uso, como es el caso del hospital Manuel de Jesús Rivera.

Durante la historia del ser humano el trabajo desempeña una función esencial en las vidas de las personas, pues la mayoría pasan varias horas en su lugar de trabajo. Así pues, los entornos laborales deben ser seguros y sanos al igual que la del paciente, cosa que muchas veces no sucede.

Actualmente el Hospital no posee un reglamento propio trabajan mediante planes del minsa y el código eléctrico nacional (NEC) .Por lo tanto esto nos obliga a tener una responsabilidad compartida con todos los usuarios de un servicio. Disminuir los daños en los equipos y los accidentes ocasionados tanto en los pacientes como en los usuarios que manipulan estos instrumentos es de vital importancia la presencia de un manual de seguridad que sirva como guía de las actividades de prevención de riesgos que contribuya a salvar vidas, el implementar un plan de mantenimiento y seguir procedimientos de seguridad nos van a dar respuestas positivas en el hospital y ayudar ahorrar dinero a la institución.



INTRODUCCIÓN

Este trabajo surge del interés de las investigadoras por la seguridad eléctrica en las salas de las instituciones hospitalarias, por el conocimiento que los usuarios de los equipos médicos deben de tener y por el grado de conocimiento que el personal técnico de esta institución que presta atención a pacientitos debe de poseer.

Los accidentes provocados por los riesgos eléctricos tienen como origen fallos en las instalaciones o actuaciones incorrectas de los usuarios. La forma de evitarlos será actuando sobre el origen de los mismos, es decir logrando que las instalaciones estén en las adecuadas condiciones de seguridad y que las personas actúen de forma segura con relación a los riesgos que existan. Es por ello, que existen instituciones internacionales, que han establecido normas de seguridad eléctrica hospitalaria con el fin de proteger, básicamente al paciente y equipos, de los peligros que involucra el uso de la electricidad, y garantizar el cumplimiento de los requerimientos eléctricos básicos que permitan el funcionamiento idóneo de las tecnologías médicas sin representar riesgo alguno para el personal que hacen uso de las instalaciones hospitalarias.

Esta investigación ha sido desarrollada con el fin de proponer, al centro hospitalario Manuel de Jesús Rivera “La Mascota”; un manual de normas de seguridad para el uso y manejo de seguridad eléctrica para los equipos médicos y mostrar el valor potencial de emplear las normas de seguridad como un apoyo de la reglamentación técnica. Este documento puede asimismo ser útil para servir de apoyo a las buenas practica de las normas y estándares de seguridad eléctrica en el hospital, optimizando el uso y manejo seguro de equipos médicos que nos conllevará a garantizar la seguridad del pacientes.



Muchas veces los usuarios desconocen acerca de este tipo de normas y por lo tanto no las aplican, esto nos indica la urgente elaboración de la propuesta del manual de normas de seguridad para los equipos médicos, y disminuir así los daños y accidentes, ocasionados innecesariamente, en los pacientes, usuarios y equipos.

Este manual puede resultar un elemento importante y de gran beneficio para enfatizar en el fortalecimiento de la calidad de atención la productividad de servicios. Alentando así el uso de las normas de seguridad basadas en la IEC y en NFPA, los reglamentos técnicos en el hospital y proporcionar confianza en el uso de dicho documento.

Las normas de seguridad, están diseñadas para prevenir accidentes, su práctica y correcta aplicación deben proporcionar los mecanismos mínimos que garanticen la seguridad de las personas; previniendo, minimizando o eliminando los riesgos de origen eléctrico. Los problemas eléctricos que ponen en riesgo la integridad de la seguridad del paciente, se deben a la violación de las normas del buen uso de los equipos y reglamentos de instalaciones.

Para llevar a cabo un adecuado proceso de seguridad eléctrica en el entorno a paciente, se debe tener en cuenta una serie de procesos de acuerdo a las normas vigentes. Existe información referente a normas y procedimientos de seguridad hospitalaria, sin embargo, estos no son procedimientos bien definidos y conocidos por todo el personal.

En todos los hospitales existe un comité o entidad encargada de velar por la seguridad hospitalaria, "Comité de Infecciones Nosocomiales", pero este comité se enfoca básicamente en riesgos de tipo biológico. En ningún hospital se cuenta con Manuales de Seguridad Hospitalaria aplicables a ambientes específicos.



JUSTIFICACIÓN

El presente trabajo tiene como propósito determinar la aplicación y cumplimiento de las normas de seguridad eléctricas en el Hospital Infantil Manuel de Rivera “La Mascota”, a través de una revisión de las normas existentes sobre seguridad eléctrica en los equipos médicos en el hospital Infantil en las áreas donde se basa nuestro estudio.

Es un estudio descriptivo de corte transversal, observacional y longitudinal. La información se obtuvo mediante una encuesta en forma de entrevista de preguntas cerradas y abiertas donde se evaluaron las diferentes variables de la investigación.

El universo fue el 60% de las áreas más relevantes y de mayor importancia, que atiende a pacientes de cuidados críticos y áreas de sala de operaciones para cirugías menores, mayores y a corazón abierto, Del total de la muestra de estudio que corresponde al 50% de trabajadores que laboran en las áreas de Quirófanos de Sala de Operaciones, Quirófanos de Cardiocirugía Unidad de terapias intensivas I, II, III, Intensivo de Cardiocirugía y de Neonatología, Áreas técnicas de Mantenimiento y el Servicio de Tecno medicina.

De esta manera se identificó la problemática existente por falta de aplicación de las normas y la aplicación incorrecta por desconocimiento de las mismas, mediante su uso diario esto influye también los factores ambientales del medio de trabajo en que se labora.



I. Datos de conocimientos de las Normas de Seguridad Eléctrica

Según con el objetivo de conocer las normas de seguridad eléctrica utilizadas en las áreas estudiadas se encontró que del 100% de las personas encuestadas únicamente menos del 1% tiene conocimientos sobre normas Internacionales que no se aplican en las áreas de estudio, un 80% desconoce sobre la existencias de normas de seguridad eléctrica, un 15% conoce sobre normas pero que no tienen nada que ver en cuanto a la seguridad eléctrica en hospitales y un 4% menciona conocer acerca de normas, pero sobre infecciones nosocomiales.

Por medio de una comparación de normas del hospital; que dicho de paso no existen y por lo tanto son desconocidas por los usuarios a excepción del servicio de Tecnomedicina que por medio de su estudios han logrado investigar y así cumplir con algunos estándares y normalizaciones establecidas internacional mente por la NFPA, se efectuó análisis detallados de variables, que se utilizaron para que nos brindarán una información detallada y verídica acerca de qué porcentaje de conocimiento el personal tenía de las normas existentes en el hospital, referente a las normas de seguridad eléctrica de los equipos médicos en el hospital.



II. Comparación de las normas de seguridad eléctrica que se utilizan en Hospital Infantil Manuel de Jesús Rivera-La Mascota con las normas NFPA 99.

Con el objetivo de comparar las normas de seguridad eléctrica utilizadas en las áreas de estudio, encontramos que no existe ninguna norma de seguridad eléctrica legislativa propia de nuestro país, por lo cual no realizamos comparaciones.

Hasta la fecha han utilizado una mezcla de normas internacionales Americanas y Europeas, durante han ido creciendo las áreas del hospital y se han realizado las conexiones eléctricas en la infraestructura de las nuevas instalaciones según las regulaciones que establece el Instituto Nicaragüense de energía sobre suministro de corriente y con la regulación del cuerpo de bomberos que establecen parámetros para instalaciones eléctrica residenciales y domiciliarias, pero hasta la fecha no existen parámetros para las instalaciones eléctricas en los hospitales.

La tecnología médica está diseñada con estrictas normas de seguridad eléctrica para la seguridad de la vida del paciente y las condiciones para el buen funcionamiento de estos equipos inician desde la instalación en las salas del hospital.

III. Proponer un manual de seguridad eléctrica para los equipos existentes en el Hospital Infantil Manuel de Jesús Rivera que sirva como guía, tomando como base las normativas Internacionales NFPA 99 para equipos médicos. Con el objetivo de dar a conocer la importancia de la seguridad eléctrica que debe de haber en las instalaciones donde haya equipos médicos que son utilizados para el diagnóstico, tratamiento y recuperación de pacientes, hemos elaborado un documento guía basado en las normas NFPA 99 para equipos biomédicos el cual podría ser utilizado por esta institución como un manual de normas como referencia para la seguridad eléctrica en sus áreas.



OBJETIVOS

Objetivo General

Proponer un manual de normas de seguridad eléctricas para uso y manejo de equipos médicos en el Hospital Infantil Manuel de Jesús Rivera La Mascota en las áreas; Quirófanos de Sala de Operaciones, Quirófanos de Cardiocirugía, Unidad de terapias intensivas I, II, III, Intensivo de Cardiocirugía y de Neonatología.

Objetivos Específicos

- ✚ Conocer las normas de seguridad eléctrica utilizadas en el Hospital Infantil Manuel de Jesús Rivera– La Mascota, con base a resultados de encuesta realizada en las áreas de estudio.

- ✚ Comparar las normas de seguridad eléctrica que se utilizan en el hospital Infantil Manuel de Jesús Rivera-La Mascota con las normas NFPA 99, para el uso en equipos médicos en las áreas de estudio.

- ✚ Proponer un manual de seguridad eléctrica para los equipos médicos existentes en el Hospital Infantil Manuel de Jesús Rivera que sirva como guía, tomando como base las normativas Internacionales NFPA 99 para equipos médicos.



MARCO TEORICO

Según nuestro estudio un hospital representa una institución compleja, constituida por diferentes áreas cuya función principal es de lograr alcanzar un objetivo y brindar la atención necesaria con el fin de velar por la salud de la población, de su área de influencia; para llevar a cabo este objetivo los centros hospitalarios en nuestro país; como es el caso de del Hospital La Mascota, es necesario en muchas ocasiones hacer uso de la tecnología médica, implicando a su vez el uso de la Energía Eléctrica y junto con ella todos los riesgos que ésta conlleva.

Según el estudio realizado por 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 debidamente capacitados minimiza los riesgos eléctricos y aumenta la seguridad del paciente y personal.

Existen instituciones que se dedican a establecer códigos y normativas de seguridad con el propósito de proteger a las personas que están en contacto ya sea de forma directa o indirecta con los equipos, comprobando que éstos se cumplen antes de ponerse en el mercado. Entre estas instituciones pueden citarse: Asociación Española de Normalización y Certificación Normas de seguridad”.



Nicaragua no posee un reglamento propio, pero se han adoptado directamente las normas emitidas por los organismos internacionales como:

- *NFPA (National Fire Protection Association).
- *IEC (International Electro technical Commission).
- *NEC (National Electrical Code).
- *IEEE (The Institute of Electrical and Electronics Engineers).
- *ANSI (American National Standards Institute).

La Norma UNE 20460-7-710 y la IEC 60364-7-710:2002-11 establecen los criterios para determinar los sistemas de protección en salas hospitalarias. Para mantener seguros a pacientes, personal y visitantes, los hospitales dependen de múltiples estratos de reglamentaciones, incluyendo códigos y normas como aquellos creados por la NFPA. Pero los códigos utilizados dentro de estos diversos estratos regulatorios pueden confrontarse entre ellos, de varias maneras, hecho que puede afectar el funcionamiento de un hospital, e incluso el cuidado de los pacientes.

Los códigos que se adoptan o que pasan a ser obligatorios en una jurisdicción, por ejemplo, pueden contener disposiciones que difieren y a veces entran en conflicto. Se genera una fricción adicional cuando los códigos adoptados no pertenecen a las ediciones más recientes de dichos documentos, o si las disposiciones en dichos códigos no se basan en la información más reciente relacionada con el cuidado del paciente.



A largo plazo estos problemas pueden afectar el equilibrio en el funcionamiento de un hospital. Con estos objetivos en mente, el proceso regulatorio general del cuidado de la salud puede fluir con mayor facilidad y tener un impacto positivo sobre el cuidado de los pacientes. Los códigos desarrollados por organizaciones como la NFPA y el Consejo Internacional de Códigos (International Code Council o ICC), así como los documentos creados por organizaciones relacionadas como el Instituto de Pautas para Instalaciones (Facility Guidelines Institute o FGI), no se presentan para crear reglamentaciones opuestas entre sí. Durante décadas, no obstante, se han utilizado varios códigos en la reglamentación del campo del cuidado de la salud, incluidos algunos centrados en los requisitos edilicios y otros centrados en la seguridad humana y al desarrollar códigos de forma independiente, surgieron conflictos.

No obstante, al reducir los conflictos que pudieran surgir entre los documentos desarrollados por diferentes organizaciones, los hospitales pueden liberar más recursos para dedicarse a sus misiones principales relacionadas con el cuidado de pacientes. La organización de la cual formo parte, la Sociedad Americana de Ingeniería para el Cuidado de la Salud (American Society for Health care Engineers o ASHE), no apoya la consolidación de diferentes códigos en un único código maestro. En cambio, nuestra organización está trabajando para cambiar los aspectos de los diferentes documentos que afectan el marco del cuidado de la salud de modo tal que no generen un conflicto directo.

Muchos individuos que participan en los comités toman conciencia de que se necesita mayor claridad con respecto a una jurisdicción y el alcance de su trabajo.



Recientemente, los grupos de trabajo formados por ASHE han comenzado a trabajar conjuntamente para ayudar a prevenir, o al menos minimizar, los conflictos entre los códigos de NFPA, FGI, ICC, la Sociedad Americana de Ingenieros en Calefacción, Refrigeración y Aire Acondicionado (American Society of Heating, Refrigerating and Air-Conditioning Engineers ASHRAE) y muchos otros.

Además de los códigos en conflicto, los hospitales también enfrentan cuestiones relacionadas con intentar cumplir con ediciones más antiguas de los códigos. Los códigos que regulan el entorno físico para cuidado de la salud se actualizan cada tres o cuatro años. Algunos estados han adoptado legislación que exige de forma automática que los hospitales cumplan con las últimas versiones de los códigos requeridos, mientras que otros vuelven a revisar la legislación de forma periódica y se actualizan con las versiones más nuevas. Algunos estados han comenzado a saltar ciclos de revisión, adoptando una nueva edición cada dos, lo que significa que podrían no adoptarse los códigos que reflejan los nuevos avances en seguridad y tecnología por ocho años o más.

Es importante adoptar los nuevos códigos y normas a medida que se los publica. Un código escrito en el año 2000 podría no parecer tan antiguo, pero fue redactado antes de que se aprendieran las lecciones sobre eventos cruciales, incluidos los ataques terroristas del 9 de septiembre de 2001 y el Huracán Katrina del 2005. Es de suma importancia adoptar las ediciones nuevas del código para promover la seguridad y reducir gastos innecesarios en hospitales.

El hecho de esperar para adoptar códigos actualizados plantea otros problemas también. Un código actualizado puede incluir solo algunas diferencias de la edición anterior, pero esperar años para adoptar códigos nuevos significa que la cantidad de cambios pueden ser muchos, dificultando la capacitación tanto de aquellos encargados de hacer cumplir el código como de quienes están encargados de su cumplimiento en los hospitales.



Los códigos también tienden a hacer referencia a otros códigos y normas, lo que significa que las instalaciones para el cuidado de la salud quedan atascadas utilizando códigos más antiguos en muchas áreas. Por ejemplo, la edición del año 2000 del *Código de Seguridad Humana* hace referencia a más de 50 otros códigos y normas técnicas. Los hospitales en realidad no tienen otra opción más que utilizar los códigos de referencia que datan de hasta 1995 ya que así lo exige la edición 2000 del *Código de Seguridad Humana*, la edición que es aún exigida por el CMS.

Otro problema con los códigos que regulan el cuidado de la salud es que no todos se basan en datos científicos. Los requisitos de los códigos se crean con los conocimientos que tienen quienes los desarrollan en ese momento, pero a medida que se recopilan más datos científicos y clínicos, se deben volver a revisar los Códigos o corren el riesgo de quedar desactualizados y ya no basarse en la mejor información disponible.

La importancia de estos datos puede observarse en varios códigos, como por ejemplo, en la edición 2013 de la norma 170 de ANSI/ASHRAE/ASHE, *Ventilación de las instalaciones para el cuidado de la salud*; este documento mantenido por ASHE, el Instituto Estadounidense de Normas Nacionales (American National Standards Institute o ANSI), y ASHRAE, anteriormente exigía que los hospitales contaran con un nivel de humedad relativa mínima del 35% en las salas de operaciones.

En algunos hospitales, crear y mantener este nivel de humedad fue costoso, y se llevaron a cabo estudios para determinar si se obtenían beneficios clínicos por cumplir con este requisito.



Una investigación de la literatura a cargo de los Institutos Nacionales de Salud determinó que, de hecho, no se obtuvo ningún beneficio clínico, motivando al Comité de Proyectos de ASHRAE a revisar la norma y reducir la humedad relativa a un 20 por ciento en las salas de operaciones. Otras organizaciones como la Asociación para el Progreso de la Instrumentación Médica (Association for The Advancement of Medical Instrumentation o AAMI). Están observando el rendimiento de algunos tipos de equipos médicos con niveles más bajos de humedad relativa; AAMI ha reportado recientemente que ciertos tipos de equipos de anestesia, así como los equipos de autoclave utilizados para esterilizar instrumentos médicos, podrían no funcionar de conformidad con lo previsto con tan bajos niveles de humedad.

Otro ejemplo de la importancia de los códigos basados en la ciencia puede encontrarse en los requisitos para el tamaño de los compartimentos para el humo en hospitales. Los hospitales se separan en compartimentos que utilizan barreras corta humo para limitar la cantidad de pacientes expuestos a los efectos de un incendio. El Comité Técnico sobre Ocupaciones para el Cuidado de la Salud de la NFPA primero estudió la distancia que los ocupantes podrían tener que recorrer dentro de un compartimento afectado por el humo hasta alcanzar un Compartimento libre de humo. La distancia de recorrido máxima de 150 pies (46 metros) aceptada en una ocupación para el cuidado de la salud sin rociadores sirvió como un conservador punto de partida para el análisis. Se utilizaron las dimensiones del compartimento de 150 pies (46 metros) de largo por 150 pies (46 metros) de ancho para establecer un tamaño máximo de compartimento de 22,500 pies cuadrados (2,090 metros cuadrados).



La edición 1991 de NFPA 101 permitió aumentar la distancia de recorrido para alcanzar otro compartimento de humo de 150 pies (46 metros) a 200 pies (61 metros) manteniendo no obstante el límite de 22,500 pies cuadrados (2,090 metros cuadrados).

En años recientes, las Pautas de FGI anteriormente mencionadas volvieron a contemplar e instaurar una filosofía fundamental para el cuidado de pacientes como para exigir habitaciones para un único paciente.

Los días de habitaciones semiprivadas con dos o tres pacientes por habitación están empezando a ser parte del pasado, a medida que se diseñan hospitales nuevos y las instalaciones existentes son sometidas a importantes renovaciones. Utilizando la filosofía de camas únicas de FGI, ASHE estudió los programas típicos de los pisos para el cuidado de pacientes y los requisitos de espacio para brindarles un cuidado óptimo a los pacientes.

El deseo de aumentar el tamaño del compartimento para el humo apunta a limitar el movimiento del personal del hospital dentro de la unidad, y así brindarle áreas de apoyo de manera centralizada, y ayudar en un movimiento horizontal efectivo durante una emergencia. Una unidad típica de 18 camas requiere un poco más de 35,000 pies cuadrados (3,252 metros cuadrados) para cumplir con el programa funcional promedio. Este cambio ha llevado al comité técnico a reevaluar el tamaño del compartimento para el humo.

Se llevaron a cabo debates sobre casi duplicar el tamaño del compartimento a 40,000 pies cuadrados (3,716 metros cuadrados) durante el ciclo de revisión que generó la edición 2015 de NFPA 101. El cambio propuesto fue rechazado por los miembros y regresó al comité. Se espera que el comité técnico vuelva a evaluar el tema más adelante este año cuando comience a trabajar en la edición 2018.



Realizar la conexión entre el diseño para hospitales de NFPA 101 con los criterios de las Pautas de FGI, en los que la cantidad de pacientes en un piso se reduce posiblemente a la mitad, puede brindar la justificación basada en la ciencia para compartimentos para el humo más extensos.

Dar estos pasos (revisar las disposiciones del código para armonizar de manera más fácil los cambios entre las ediciones, adoptar las ediciones más actualizadas del código, y basar esos códigos en la ciencia del cuidado del paciente) nos permitirá reducir gastos innecesarios en hospitales y liberar recursos para el cuidado de pacientes. Después de todo, la construcción y funcionamiento de las instalaciones para el cuidado de la salud son un emprendimiento costoso. Muchos de estos gastos mejoran la seguridad de los ocupantes y el cuidado de pacientes, pero aún existe una serie de requisitos que ya carecen de valor, debido a que la tecnología ha cambiado, o en algunos casos perjudican más de lo que benefician.

Brindar instalaciones para el cuidado de la salud que ofrezcan un cuidadoso equilibrio entre una protección pasiva y suficiente contra incendios, pero que a su vez no dificulte el cuidado de pacientes sin mejorar la seguridad de forma notable, es una tarea complicada. Las estructuras del comité basadas en el consenso de los códigos desarrollados por organizaciones como la NFPA podrán ayudar a fomentar un entorno en el que estas cuestiones puedan evaluarse atenta y cuidadosamente. Pero el trabajo no depende únicamente de los comités; toma las opiniones y comentarios de todos.



¿Qué es la NFPA? :
(National Fire Protection Association).

Es la fuente principal mundial para el desarrollo y diseminación de conocimientos sobre la seguridad contra incendios y de vida con sede en Quincy Massachusetts, EEUU .Es una organización internacional que desarrolla normas fundadas en 1896 para proteger gente, su propiedad y el medio ambiente del fuego. El sistema de desarrollo de los códigos y normas de la NFPA es un proceso abierto basado en el consenso que ha producido alguno de los más referenciados materiales en la industria de la protección contra incendios incluyendo el código NEC , El Código de seguridad humana , El código uniforme contra incendios y El código Nacional de alarmas de incendios.

¿Qué es NFPA 99? NFPA 99: **Ámbito de aplicación de documento**

Ámbito de aplicación:

El alcance de este código es establecer criterios mínimos como fundamentos. Establece los criterios para los niveles de servicios de salud o sistemas basados en riesgos para los pacientes, personales o visitantes en instalaciones sanitarias.

Históricamente, NFPA 99, *Código para Instalaciones de Cuidado de la Salud*, ha sido el documento de referencia para ayudar a establecer el sistema eléctrico, el sistema de tuberías de gas médico, el manejo de emergencias, la seguridad de los equipos médicos y para planear los conceptos para proporcionar el cuidado de la salud. Sus reglas, como en la mayoría de los códigos y normas de NFPA, se expresaban en forma y lenguaje ya establecidos para las diferentes ocupaciones para el cuidado de la salud. Pero la edición 2012 de NFPA 99 cambió la percepción al pasar a tomar un enfoque basado en el riesgo.



La edición actual representa un cambio importante y fundamental en el modo en que las instalaciones para el cuidado de la salud determinan qué nivel de reglamentaciones de seguridad debe aplicarse a cada situación. Comprender el cambio de un enfoque basado en la ocupación a un enfoque basado en el riesgo es clave para poder implementar NFPA 99. Anteriormente, NFPA 99 implementaba diferentes requisitos en base al tipo de ocupación, tales como hospitales o instalaciones para pacientes ambulatorios. La edición 2012 cambió el enfoque a uno basado en el riesgo para los sistemas y equipos que presentan los mismos requisitos para un procedimiento independientemente de dónde se efectúe.

Este enfoque se centra en los posibles riesgos para los pacientes y personal y les permite a los hospitales centrarse en las reglamentaciones de seguridad en las áreas correspondientes (invirtiendo el dinero en dónde existe un riesgo). Para utilizar el nuevo sistema basado en el riesgo, será obligatorio estar familiarizado con los procedimientos y servicios que apoyan dichos procedimientos, y lo mismo ocurrirá con las decisiones a cargo de la administración de las instalaciones sobre el nivel de riesgo que desean correr.

Este nuevo enfoque brinda una mayor flexibilidad en el diseño de las instalaciones para el cuidado de la salud, al mismo tiempo que se mantiene el, o mayor, nivel de seguridad. Muchas instalaciones actualmente cuentan con espacios que, simplemente por los títulos que aplican a las salas en particular, deben contar con sistemas que no se utilizarán jamás. Por ejemplo, una sala denominada “cirugía” en una clínica en la que solamente se llevan a cabo cirugías de Mohs (una cirugía micrográfica utilizada para tratar el cáncer de piel) debe cumplir con requisitos innecesarios.



Durante una cirugía de Mohs, se extraen y evalúan de forma progresiva las capas cancerígenas de la piel hasta que solo quede tejido no cancerígeno, y se pasa la mayor parte del tiempo en la sala evaluando la piel extraída en busca de células cancerígenas. Los códigos más antiguos exigirían la instalación de costosos sistemas infrutilizados de gas médico y HVAC (calefacción, ventilación y aire acondicionado) para crear lo que podría considerarse una sala de espera muy costosa.

Dado el nuevo enfoque basado en el riesgo, las instalaciones pueden determinar que no existe riesgo de muerte o lesión por más que no exista un sistema de gas médico o HVAC en dicho espacio, y así pueden proporcionarse más sistemas de rutina.

Otras secciones del código se aplican a todas las instalaciones para el cuidado de la salud independientemente del riesgo, tales como la seguridad y protección contra incendios necesaria en todas las instalaciones. Los sistemas y equipos en las instalaciones para el cuidado de la salud se clasifican dentro de alguna de las siguientes cuatro categorías :

Categoría 1: Los sistemas de instalaciones en los que la falta de tales equipos o sistemas probablemente cause una muerte o lesión importante en pacientes o cuidadores, deben ser diseñados para cumplir con los requisitos de la Categoría 1 del sistema según lo definido en el código.

Categoría 2: Los sistemas de instalaciones en los que la falta de tales equipos probablemente cause una lesión menor en pacientes o cuidadores, deben ser diseñados para cumplir con los requisitos de la Categoría 2 del sistema según lo definido en el código.



Categoría 3: Los sistemas de instalaciones en los que la falta de tales equipos probablemente no cause una lesión en pacientes o cuidadores, pero que pueden generar molestias para los pacientes, deben, ser diseñados para cumplir con los requisitos de la Categoría 3 del sistema según lo definido en el código.

Categoría 4: Los sistemas de instalaciones en los que la falta de tales equipos no tendría impacto alguno sobre el cuidado de pacientes, deben ser diseñados para cumplir con los requisitos de la Categoría 4 del sistema según lo definido en el código. El enfoque basado en el riesgo podría parecer más complejo que un enfoque basado en la ocupación. Los pasos para llevar a cabo los modelos de riesgo del nuevo NFPA 99 son directos: determinar qué tipo de utilización se le dará a la sala, espacio o equipo; determinar el riesgo para el paciente; seleccionar la categoría de riesgo adecuada; y seleccionar los sistemas o procedimientos en el código asignados para dicha categoría de riesgo.

Este proceso se aplica a todos los aspectos de las instalaciones para el cuidado de la salud cubiertas por NFPA 99. Se incluyen espacios tales como salas de operaciones y pisos médico-quirúrgicos. Las evaluaciones de riesgo también cubren los sistemas de gas médico, componentes de HVAC, sistemas de plomería, sistemas eléctricos. La National Fire Protection Association (NFPA) es la fuente de códigos y normas que gobiernan la industria de protección contra incendios y seguridad humana, es una Asociación con reconocimiento a nivel mundial, que se dedica a brindar datos técnicos sobre el problema del fuego y los incendios, así como consejos para la prevención y protección de los mismos. La NFPA fundada en 1986 y con sede actualmente en la ciudad de Quincy, Massachusetts, está integrada, entre otros, por profesionales representantes de diversos departamentos de bomberos, de compañías de seguros, asociaciones y organizaciones comerciales que tienen como principal objetivo salvaguardar el medio ambiente, la vida de las personas y sus inmuebles.



Dentro de las funciones de la NFPA se encuentra la creación de normas y códigos para la prevención de incendios, que posteriormente ponen en prácticas bomberos, profesionales y encargados de seguridad. Código Eléctrico Nacional (NEC), o NFPA 70. El Código Eléctrico Nacional (NEC), o NFPA 70, es un estándar de los Estados Unidos para la instalación segura de cableado y equipos eléctricos. Es parte de la serie National Fire Codes publicado por la National Fire Protection Association (NFPA). "National Electrical Code" y "NEC" son marcas registradas de la NFPA. Mientras que el NEC no es en sí una ley de EE.UU., el uso de NEC es comúnmente exigido por la ley estatal o local, así como en muchas jurisdicciones fuera de los Estados Unidos. NEC 2008 Adopción por Estado en Estados Unidos.

A medida que evoluciona la tecnología médica, se incrementa su grado de efectividad y a su vez su complejidad, el uso no adecuado de ésta puede aumentar el riesgo tanto para el paciente como para el personal asistencial. Por lo tanto, es importante realizar una gestión de riesgo enfocada a la seguridad eléctrica del entorno a paciente y de los equipos biomédicos.

A partir de la década de los 90 se lograron establecer regulaciones para el control de riesgos eléctricos en las instituciones hospitalarias, se desarrollaron procedimientos de inspección e implementación de la seguridad eléctrica para garantizar de esta forma una mayor efectividad de los equipos biomédicos y seguridad a los usuarios. En las instituciones hospitalarias es importante minimizar los riesgos eléctricos asociados al uso de la tecnología biomédica, que pueden poner en riesgo la vida del paciente; por lo tanto, es indispensable diseñar métodos de inspección y control, así como capacitar al personal asistencial de la manera correcta de manipular el equipo y desarrollar periódicamente planes de mantenimiento, que garanticen las condiciones de la instalación.



Para dar cumplimiento con estos requerimientos se deben de seguir las normas nacionales e internacionales que establecen estándares de seguridad los cuales se deben de aplicar en las instituciones. Incrementando de este modo la seguridad al paciente y a los operarios.

Los dispositivos electro médicos reciben energía a través de la red eléctrica o de una fuente de alimentación interna (baterías) y a menudo se conectan al paciente por medio de cables. Algunos de estos dispositivos tienen partes activas insertadas en el cuerpo del paciente y puede entrar en contacto directo con el corazón. Hay un riesgo para el paciente en caso de fuga de corriente del dispositivo. Un cuidador, por ejemplo una enfermera, puede utilizar también un dispositivo electrónico cerca del paciente para la transmisión de corriente. Una descarga eléctrica puede causar incidentes durante los procedimientos de atención médica y puede provocar una lesión o la muerte del paciente. Por ello, la seguridad eléctrica es una cuestión de gran importancia en la garantía de calidad de los dispositivos médicos.

Los efectos fisiológicos derivados de una descarga eléctrica van desde sensaciones de cosquilleo hasta quemaduras graves y electrocución. El tejido humano excitable es muy sensible a la corriente eléctrica en el rango de frecuencia de los sistemas de distribución eléctrica en todo el mundo (de 50 o 60 Hz). En la figura siguiente se muestran los efectos del flujo de corriente desde un punto de contacto de la piel a otro. Consideramos importante resaltar esta tabla debido a que se puede mostrar los daños que las corrientes de fugas ocasionan en la piel de los pacientitos o cualquier ser humano, expuesto a corrientes de fuga provenientes de los equipos médicos, según cada parámetro.



NORMAS Y ESTÁNDARES QUE DEBEN DE REGIR LA SEGURIDADELECTRICA EN INSTITUCIONES HOSPITALARIAS

La seguridad eléctrica como proceso de gestión consiste en minimizar los riesgos que resultan de la manipulación del equipo médico y de las condiciones que lo rodean, es decir, la seguridad debe garantizar un ambiente óptimo para el paciente, para el equipo biomédico y para el personal asistencial de la institución. Cuando el cuerpo humano hace parte de un circuito eléctrico la electricidad produce efectos en el organismo. 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. Los efectos de la corriente eléctrica sobre el ser vivo depende de los siguientes parámetros: la magnitud de la corriente que circula por el tejido, la frecuencia, el tiempo de exposición y el área de contacto con la piel y el tipo de contacto (superficie o intradérmico). Los principales riesgos a los cuales está expuesto el paciente pueden ser situaciones de macrochoque y microchoque.

Normativas eléctricas en salas de grupo 2.

- Reglamento Electrotécnico de Baja Tensión ITC-BT-28- Establece que todo centro hospitalario debe existir suministro eléctrico normal y complementario.
- Norma NFPA N° 99 – Uso de sistema no aterrados, aislados en áreas críticas hospitalarias.
- Norma IEC 60364-710:2002-11- Considera la instalación de un sistema de distribución aislada IT.
- Norma UNE-EN 60601-1-1- Requisitos de seguridad para sistemas electro-médicos.
- Norma EN 55081-1- Compatibilidad electromagnética.
- Norma UL 1022 y UL 1047- Monitores de aislamiento en línea.
- Norma NEC 517- Seguridad eléctrica en hospitales.



Sistema de puesta a tierra

Toda instalación eléctrica cubierta por el RETIE, excepto donde se indique lo contrario, debe disponer de un sistema de puesta a tierra que lleve a tierra las corrientes de falla o las de descargas originadas por sobretensiones, por rayos o maniobras. Conductor del electrodo de puesta a tierra: debe ser calculado para soportar la corriente de falla a tierra durante el tiempo de despeje de la falla. No debe ser de aluminio.

Conductor de puesta a tierra de los equipos: debe ser continuo, sin interrupciones o medios de desconexión, si se empalma deben utilizarse técnicas plenamente aceptadas para esto. Debe acompañar los conductores activos durante todo el recorrido, si es aislado debe ser de color verde con rayas amarillas o marcas verdes en los puntos visibles.

Los conectores de puesta a tierra deben ser certificados para ese uso. Su principal objetivo es evitar las sobre tensiones peligrosas, tanto para la salud de las personas, como para el funcionamiento de los equipos.

El no poseer puestas a tierra trae como consecuencia:

- Discontinuidad en el servicio.
- Fallas múltiples a tierra (fase- tierra; fase- fase).
- Posibilidad de incendios por arcos.
- Hace más difícil la localización de fallas.
- Puede generar tensiones anormales.
- Sobretensiones del sistema de potencia.
- Incremento de costos.



Diferencia entre neutro y tierra.

La diferencia de estos dos elementos es que el neutro se usa como regreso de nuestra línea de alimentación o en otras palabras es por donde pasa la corriente de regreso a los postes de suministro eléctrico.

Por otro lado la conexión a tierra, es la conexión usada para circular la corriente no deseada o descargas eléctricas hacia tierra para evitar que dañen a equipos eléctricos, electrónicos e incluso a personas.

Explicado de otra forma es la conexión utilizada para protección personal y de equipos contra sobretensiones o descargas eléctricas de cualquier tipo.

Un sistema de puesta a tierra consiste en la conexión de equipos eléctricos y electrónicos a tierra, para evitar que se dañen los equipos en caso de una corriente transitoria peligrosa, o también que por falta de aislamiento en uno de los conductores y al quedar en contacto con las placas de los contactos y ser tocados por alguna persona pudiera ocasionarle lesiones o incluso la muerte.

Por estas razones, se recomienda que se realicen las instalaciones de puesta a tierra por que la corriente siempre busca el camino más fácil por donde poder pasar, y al llegar a tierra se disipa por esta esto si se tiene una resistividad muy baja en el terreno donde se realizó la instalación.



El objetivo de un sistema de puesta a tierra es:

- Brindar seguridad a las personas
- Proteger las instalaciones, equipos y bienes en general, al facilitar y garantizar la correcta operación de los dispositivos de protección.
- Establecer la permanencia, de un potencial de referencia, al estabilizar la tensión eléctrica a tierra, bajo condiciones normales de operación.
- Mejorar calidad del servicio.
- Disipar la corriente asociada a descargas atmosféricas y limitar las sobre tensiones generadas.
- Dispersar las cargas estáticas a tierra.
- Transmitir señales de RF en onda media.
- tierra equipotencial, y resistencia máxima por cada derivación.

Importancia de los sistemas de puesta a tierra en los edificios inteligentes. Como se acaba de mencionar la importancia de realizar una conexión a tierra en un edificio inteligente es mucha, ya que en estos edificios hay una gran cantidad de equipos electrónicos y una corriente indeseable o sobretensión podría causar una pérdida muy costosa en estos equipos.

Además estos edificios normalmente son ocupados por una gran cantidad de personas y si un cable que no esté bien aislado hiciera contacto con la carcasa de algún contacto o algún material conductor que este expuesto al personal del edificio podría ocasionar algún accidente.



Otra razón por la que debe instalarse un sistema de puesta a tierra eficiente en un edificio es para evitar que las descargas atmosféricas caigan en lugares indeseados y puedan ocasionar algún accidente o dañar los equipos, esto se logra mediante sistemas de pararrayos los cuales deben conectarse directo a tierra, es decir, el conductor que se use para la instalación del pararrayos no debe estar conectado a ningún otro equipo del edificio.

Muchas personas piensan que al instalar un pararrayos este atraerá los rayos a sus viviendas pero esto es un gran error ya que lo único que se hace es proporcionar un camino por donde guiar a los rayos (por así decirlo), y de este modo evitar que caigan en alguna otra parte y nos ocasionen daños.

Conexión a tierra de sistemas y circuitos para edificios inteligentes. La forma en que debe de conectarse una instalación eléctrica a un sistema de puesta a tierra es mediante un cable que ese conectado a un electrodo que este en contacto con la tierra, es decir que este electrodo se encuentre enterrado.

El conductor que se use para la instalación de puesta a tierra no debe de estar seccionado, es decir debe procurarse que sea un conductor continuo para asegurar la conexión a tierra, en caso de que tuviese que seccionar el conductor se recomienda que las uniones sean soldadas esto con el fin de que haya un buen contacto ente los conductores que estemos usando.

También es recomendable que el cable usado para la instalación del sistema de puesta a tierra, sea un cable desnudo, en el caso de que se decida usar un cable forrado, por norma este conductor debe ser color verde con el fin de poder identificarlo más fácilmente de los cables de neutro y fase, por si se necesita hacer mantenimiento en el sistema de puesta a tierra.



Ruido eléctrico:

El ruido eléctrico consiste en cualquier voltaje de CA, voltaje de ruido o voltaje de sobretensión que ocurre entre los conductores de tierra (cable verde) de los receptáculos de CA en diferentes partes de un edificio. Existe como resultado de la inyección de ruido en los cables de tierra, fallas de cableado o circuitos de potencia sobrecargados. Existen tres clases de ruido eléctrico a saber: de la red, intrínsecos al dispositivo (equipo) y de por interferencia.

Los tipos de ruidos los podemos clasificar por:

- Impedancia común
- Acople capacitivo
- Acople magnético
- Transitorios en las líneas de transmisión
- Cables largos
- Cables móviles
- AM, FM y RF

Corrientes espúreas. Las posibles fuentes de las corrientes espúreas son: [108]

- Desbalance de los transformadores
- Cables rotos
- Aislamientos inadecuados
- Aislamientos desgastados



- Cortocircuitos
- Vías electrificadas
- Cercas electrificadas
- Acción galvánica
- Protecciones galvánicas
- Tensiones inducidas
- Circuitos de baterías
- Rayos
- Electricidad estática
- Radio frecuencia

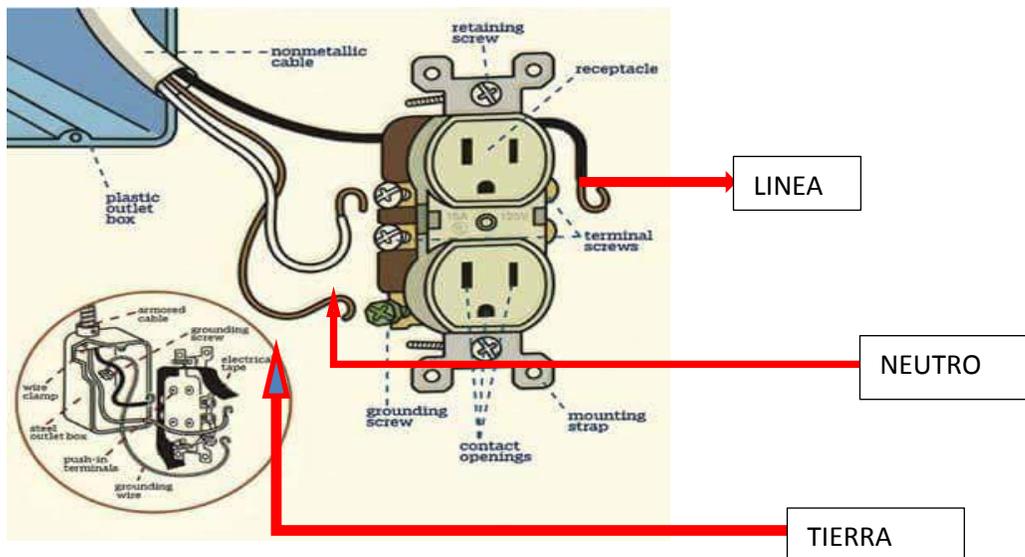


Figura1 Conexión de un toma corriente puesto a tierra.(faradayos.blogspot.com, s.f.)

La figura 1. Muestra por código de colores la norma europea, por codificación el color marrón representa la fase, el color blanco es el neutro y el color verde el tierra.

Riesgos de Electrocutión:

La mayor parte de los tejidos del cuerpo contienen un elevado porcentaje de agua 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 (200K Ω – 500K Ω) por lo que el cuerpo humano puede considerarse como un conductor volumétrico no homogéneo.



Para que la electricidad produzca daños, el cuerpo humano debe formar parte de un circuito eléctrico.

El efecto de la corriente eléctrica depende de la magnitud de la corriente que circula por el tejido, la frecuencia y el tiempo de exposición.

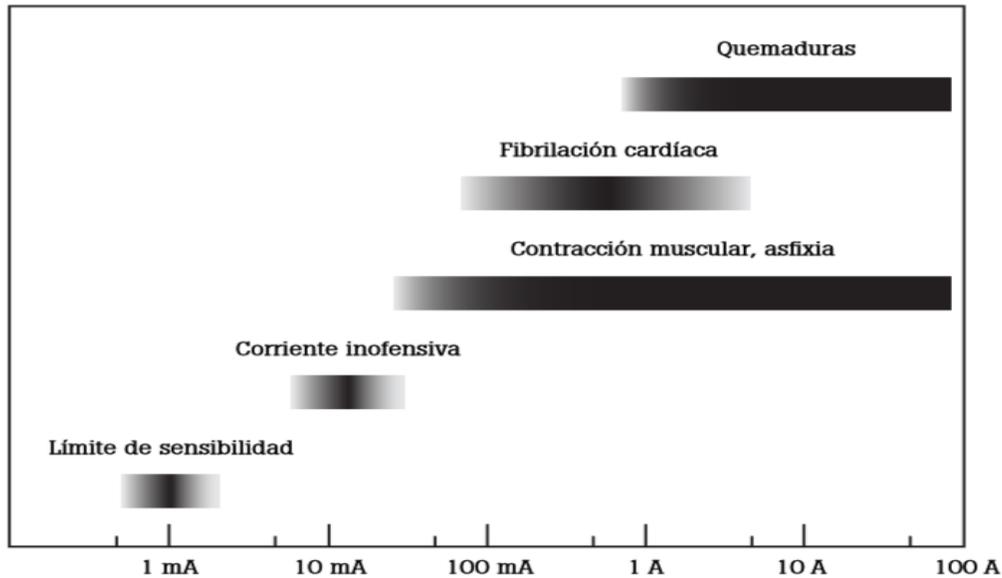


Figura 2 Efectos del flujo de corriente desde un punto de contacto de la piel a otro

(<http://www.bvindecopi.gob.pe/normas/iec60898-1.pdf>, s.f.)

Efectos fisiológicos de la corriente eléctrica:

- ✚ 500UA-1mA: Umbral de Percepción.
- ✚ 1mA-10mA: Nivel de seguridad aceptado.
- ✚ 10mA-70mA: Corriente máxima de pérdida del control del motor.
- ✚ 70mA-100mA: Dolor, fatiga, posibilidad de lesiones físicas.
- ✚ 100mA-1A: Peligro de fibrilación ventricular.
- ✚ 1A-10A: Contracción sostenida del miocardio.
- ✚ 10A: Quemaduras y Lesiones físicas varias.



Factores que intervienen en el accidente eléctrico

- Valor de la intensidad de la corriente eléctrica
- Valor de la tensión
- Tiempo de paso de la corriente eléctrica.
- Valor de la resistencia óhmica que presenta el organismo
- La trayectoria que siga la corriente por el organismo
- Naturaleza de la corriente
- Valor de la frecuencia en el caso de CA.
- Capacidad de reacción del organismo

De estos factores se destaca el valor de la intensidad de la corriente eléctrica. Se suele llamar también umbral absoluto de intensidad y representa la máxima intensidad que puede soportar una persona sin peligro, independientemente del tiempo que dure su exposición a la corriente. Se fija para la corriente eléctrica alterna de frecuencia 50 Hz entre 10 y 30 mA, según el sexo y edad de la persona. Además, el valor de la resistencia óhmica del cuerpo con respecto a lo cual se ha comprobado que para corriente alterna cuya frecuencia sea superior a 10kHz no provoca más efectos que el de calentar los tejidos por donde pasó la corriente. En lo que a baja tensión respecta se puede considerar el comportamiento de los dipolos del cuerpo humano aproximadamente lineal. El valor de la resistencia en cada uno de ellos depende de diversas circunstancias. La más importante es la humedad de la piel, que llega a valores de 100000 ohm (Ω) cuando esta seca y desciende considerablemente en estado de humedad.



Otro factor es el tiempo de paso de la corriente eléctrica, también denominado umbral absoluto de tiempo y representa el tiempo en que una persona puede soportar el paso de la corriente eléctrica sin peligro, en baja tensión, de intensidad por su cuerpo.

Causas de accidentes eléctricos

- **Falta de prevención**
- Exceso de confianza
- Fallas técnicas
- Fallas humanas
- Imprudencia
- Ignorancia

Hay una fórmula que puede usarse para calcular la cantidad de corriente que pasa a través del cuerpo y es la siguiente: $I = K/t$ en donde:

K = es una constante para hombres y mujeres y sus valores son los siguientes

K = 0.116 para mujeres (50Kg)

K = 0.157 para hombres (70Kg)

t = tiempo en segundos

Son por estos motivos que resulta necesario tomar las medidas de seguridad necesarias para evitar este tipo de accidentes y contar con un sistema de puesta a tierra eficiente podemos evitar muchas lesiones ocasionadas por la corriente eléctrica, ya que en la actualidad casi todas nuestras actividades están vinculadas con el uso de la electricidad.



Elementos del sistema de puesta a tierra

El electrodo de puesta a tierra.

Lleva la corriente eléctrica a tierra, puede ser una varilla, tubo, fleje, cable o placa y debe ser de cobre, acero inoxidable o acero recubierto en cobre, o acero galvanizado en caliente. El electrodo debe estar certificado para cumplir esa función por lo menos durante 15 años. Si es una varilla o tubo debe tener no menos de 2,4 m de longitud. Al instalarlo se deben atender las recomendaciones del fabricante y dejarlo completamente enterrado. Ver figura 3 y 4.



Figura 3. Montaje puesta a tierra con electrodo de cobre

(http://www.electricidadbasica.net/imageneselec/tierra_fisica.gif, s.f.)

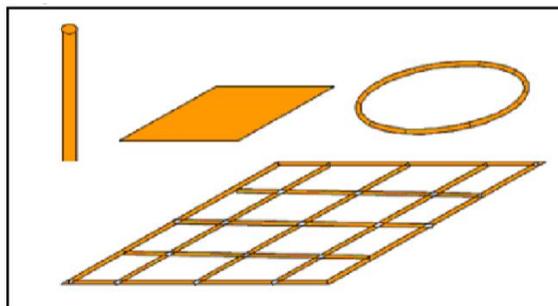


Figura4 Conductor de puesta a tierra.

(https://sertec1.sslpowered.com.py/telegia/telegia/informaciones/puesta_tierra_seguridad_electricall.html, s.f.)

Conductor del electrodo de puesta a tierra. Debe ser calculado para soportar la corriente de falla a tierra durante el tiempo de despeje de la falla. No debe ser de aluminio.

2.1.2.2 Conductor de puesta a tierra de los equipos.

Debe ser continuo, sin interrupciones o medios de desconexión, si se empalma deben utilizarse técnicas plenamente aceptadas para esto. Debe acompañar los conductores activos durante todo el recorrido, si es aislado debe ser de color verde con rayas amarillas o marcas verdes en los puntos visibles. Los conectores de puesta a tierra deben ser certificados para ese uso. Toda instalación eléctrica cubierta por el Reglamento Técnico de Instalaciones Eléctricas- RETIE, excepto donde se indique expresamente lo contrario, debe disponer de un Sistema de Puesta a Tierra (SPT), de tal forma que cualquier punto del interior o exterior, normalmente accesible a personas que puedan transitar o permanecer allí, no estén sometidos a tensiones de paso, de contacto o transferidas, que superen los μ .



La exigencia de puestas a tierra para instalaciones eléctricas cubre el sistema eléctrico como tal y los apoyos o estructuras que ante una sobretensión temporal, puedan desencadenar una falla permanente a frecuencia industrial, entre la estructura puesta a tierra y la red. Se debe tener presente que el criterio fundamental para garantizar la seguridad de los seres humanos, es la máxima energía eléctrica que pueden soportar, debida a las tensiones de paso, de contacto o transferidas y no el valor de resistencia de puesta a tierra tomado aisladamente.

Sin embargo, un bajo valor de la resistencia de puesta a tierra es siempre deseable para disminuir la máxima elevación de potencial (GPR por sus siglas en inglés).

La máxima tensión de contacto aplicada al ser humano que se acepta, está dada en función del tiempo de despeje de la falla a tierra, de la resistividad del suelo y de la corriente de falla.

Diseño del sistema de puesta a tierra

Para efectos del diseño de una puesta a tierra de subestaciones se El diseñador de un sistema de puesta a tierra para subestaciones deberá comprobar mediante el empleo de un procedimiento de cálculo reconocido por la práctica de la ingeniería actual, que los valores máximos de las tensiones de paso, de contacto y transferidas a que puedan estar sometidos los seres humanos, no superen los umbrales de soportabilidad. Deben calcular las tensiones máximas admisibles de paso, de contacto y transferidas, las cuales deben tomar como base una resistencia del cuerpo de 1000μ y cada pie como una placa de 200 cm^2 aplicando una fuerza de 250 N .



El procedimiento básico sugerido es el siguiente:

- Investigación de las características del suelo, especialmente la resistividad. Determinación de la corriente máxima de falla a tierra, que debe ser entregada por el Operador de Red para cada caso particular.
- Determinación del tiempo máximo de despeje de la falla para efectos de simulación.
- Investigación del tipo de carga y Cálculo preliminar de la resistencia de puesta a tierra.
- Cálculo de las tensiones de paso, contacto y transferidas en la instalación.
- Evaluar el valor de las tensiones de paso, contacto y transferidas calculadas con respecto a la soportabilidad del ser humano. Umbrales de soportabilidad del ser humano cuando se presente una falla.

Investigar las posibles tensiones transferidas al exterior, debidas a tuberías, mallas, conductores de neutro, blindaje de cables, circuitos de señalización, además del estudio de las formas de mitigación.

- Ajuste y corrección del diseño inicial hasta que se cumpla los requerimientos de seguridad.
- Diseño definitivo.



2.1.4 Requisitos generales de las puestas a tierra.

Las puestas a tierra deben cumplir los siguientes requisitos:

- Los elementos metálicos que no forman parte de las instalaciones eléctricas, no podrán ser incluidos como parte de los conductores de puesta a tierra. Este requisito no excluye el hecho de que se deben conectar a tierra, en algunos casos.
- Los elementos metálicos principales que actúan como refuerzo estructural de una edificación deben tener una conexión eléctrica permanente con el sistema de puesta a tierra general.
- Las conexiones que van bajo el nivel del suelo en puestas a tierra, deben ser realizadas mediante soldadura exotérmica o conector certificado para tal uso.
- Para verificar que las características del electrodo de puesta a tierra y su unión con la red equipotencial cumplan con el presente Reglamento, se deben dejar puntos de conexión y medición accesibles e inspeccionables.

Cuando para este efecto se construyan cajas de inspección, sus dimensiones deben ser mínimo de 30 cm x 30 cm, o de 30cm de diámetro si es circular y su tapa debe ser removible.

- No se permite el uso de aluminio en los electrodos de las puestas a tierra.
- En sistemas trifásicos de instalaciones de uso final con cargas no lineales, el conductor de neutro, debe ser dimensionado con por lo me nos el 173% de la capacidad de corriente de la carga de diseño de las fases, para evitar sobrecargarlo.
- A partir de la entrada en vigencia del presente Reglamento queda expresamente prohibido utilizar en las instalaciones eléctricas, el suelo o terreno como camino de retorno de la corriente en condiciones normales de funcionamiento. No se permitirá el uso de sistemas monofilares, es decir, donde se tiende sólo el conductor de fase y donde el terreno es la única trayectoria tanto para las corrientes de retorno como de falla.



Cuando por requerimientos de un edificio existan varias puestas a tierra, todas ellas deben estar interconectadas eléctricamente, según criterio adoptado de IEC-61000-5-2, tal como aparece en la figura 5.

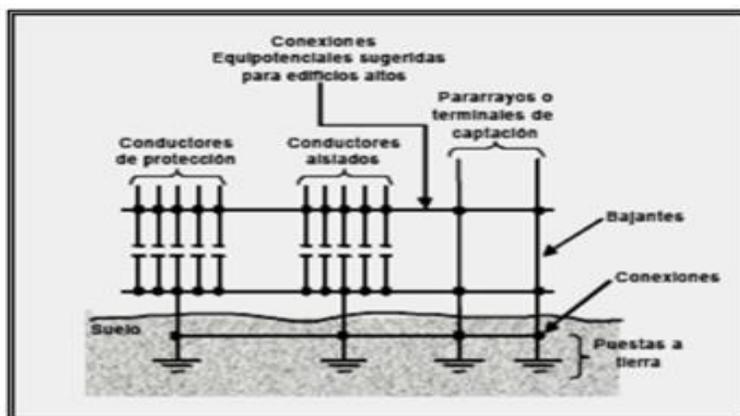


Figura 5 Sistemas con puesta a tierra dedicada e interconectada. (<https://www.minminas.co/retie>), s.f.)

Figura 6. Una sola puesta a tierra para todas las necesidades, basado en las normas NFPA 99.

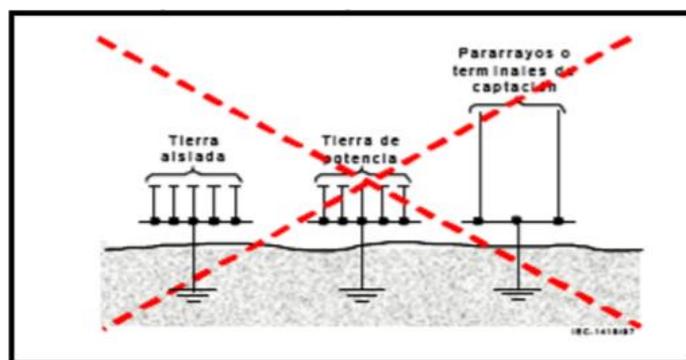


Figura 6. Una sola puesta a tierra separada o independiente. (<https://minminas.gov.co/retie>), s.f.)

Las figuras 4, 5 y 6, aclaran que se deben interconectar todas las puestas a tierra de un edificio, es decir, aquellas componentes del sistema de puesta a tierra que están bajo el nivel del terreno y diseñadas para cada aplicación particular.



Tales como fallas a tierra de baja frecuencia, evacuación de electrostática, protección contra rayos o protección catódica. Este criterio está establecido igualmente en la NTC 2050. Adicionalmente se debe cumplir que si una parte conductora que conforma el sistema de puesta a tierra está a menos de 1,8 m de una bajante de pararrayos, debe ser unida a ella. En el caso de los edificios altos, se requieren anillos equipotenciales para protección contra rayos.

Resistividad del terreno [107]. La resistividad del terreno se define como la resistencia que presenta 1 m³ de tierra, y resulta de un interés importante para determinar en donde se puede construir un sistema de puesta a tierra.

Factores que afectan la resistividad del terreno.

En la resistividad del terreno influyen varios factores que pueden variarla, entre los más importantes se encuentran: naturaleza del terreno, humedad, temperatura, salinidad, estratigrafía, compactación y las variaciones estacionales.

Naturaleza del Terreno. Esta se refiere a que la resistividad varía según el tipo de terreno, es decir se tiene una resistividad más elevada en un terreno rocoso que en uno donde haya arena, humedad.

Ver tabla 1. Tabla 1 Valores típicos de resistividad de acuerdo al tipo de terreno.

TIPO DE TERRENO	VALORES TÍPICOS DE LA RESISTIVIDAD ($\Omega \cdot m$)
Terrenos vegetales húmedos	10-50
Arcillas, gravas, limos	20-60
Arenas arcillosas	80-200
Fangos, turbas	150-300
Arenas	250-500
Suelos pedregosos (poca vegetación)	300-400
Rocas	1000-10.000



Aquí varía la resistividad según la humedad del terreno, mientras más húmedo sea éste más baja será la resistividad del terreno y mientras más seco este el terreno mayor será la resistividad de éste, es por esta razón que debe procurarse terreno un poco más húmedo para obtener mejores valores.

También la temperatura afecta en las mediciones ya que el calor crea una resistencia en el terreno, ya que es como si se tuviera un terreno seco. Y por el contrario a temperaturas muy bajas la poca humedad que hay en el terreno puede congelarse (solo la superficie del agua), y como se sabe el hielo no es un buen conductor por lo que se eleva la resistividad del terreno.

Resistencia a tierra.

La resistencia a tierra se puede definir como la resistencia que ofrece un sistema de tierra al paso de la corriente eléctrica. Este valor de resistencia depende de la resistividad del terreno, las características físicas del electrodo a tierra (diámetro, área, longitud, etc.) también de la longitud y el área de los conductores. El valor de resistencia a tierra es la resistencia óhmica entre un conductor puesto a tierra y un punto a potencial cero.

Resistencia del electrodo de tierra.

La resistencia de tierra de un electrodo depende de sus dimensiones, de su forma y de la resistividad del terreno en el que se establece. Esta resistividad varía frecuentemente de un punto a otro del terreno, y varía también con la profundidad.

Con el fin de obtener una primera aproximación de la resistencia de tierra, los cálculos pueden efectuarse utilizando los valores medios indicados en la Tabla 2.



Valores orientativos de la resistividad en función del terreno

Bien entendido que los cálculos efectuados a partir de estos valores no dan más que un valor muy aproximado de la resistencia de tierra del electrodo. La medida de resistencia de tierra de este electrodo puede permitir, aplicando las fórmulas dadas en la Tabla 1 y 2, estimar el valor medio local de la resistividad del terreno; el conocimiento de este valor puede ser útil para trabajos posteriores efectuados en unas condiciones análogas.

NATURALEZA DEL TERRENO	RESISTIVIDAD EN OHM*M
Terrenos pantanosos	de algunas unidades a 30
Limo	20 a 100
Humus	10 a 150
Turba húmeda	5 a 100
Arcilla plástica	50
Margas y arcillas compactas	100 a 200
Margas del jurásico	30 a 40
Arena arcillosa	50 a 500
Arena silícea	200 a 3.000
Suelo pedregoso cubierto de césped	300 a 500
Suelo pedregoso desnudo	1500 a 3.000
Calizas blandas	100 a 300
Calizas compactas	1000 a 5000
Calizas agrietadas	500 a 1000
Pizarras	50 a 300
Rocas de mica y cuarzo	800
Granitos y gres procedente de alteración	1.500 a 10.000
Granitos y gres muy alterados	100 a 600

Tabla 2 Valores orientados de la resistividad orientada al terreno.



Variación de la resistencia según el área de los conductores.

En función a su profundidad.

Se puede calcular los efectos de la variación de la resistencia de tierra en función de la profundidad alcanzada por un electrodo.

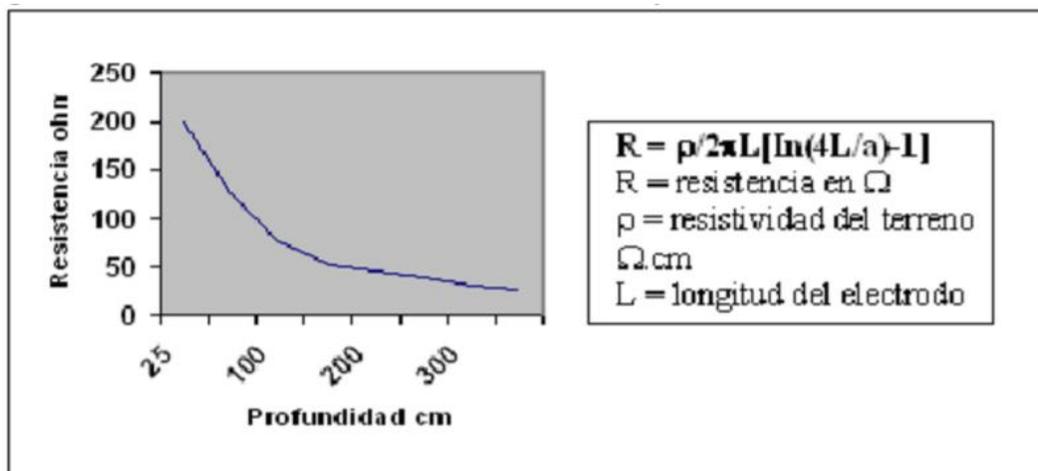


Figura 7 Variación de la resistencia en función de su profundidad

(<http://gama.fine.uani.mx/~omeza=pro/SE/8.pdf>, s.f.)

La norma de instalaciones eléctricas especifica que la profundidad mínima de enterrado de una varilla debe ser de 2.4 metros (8 pies). Para varillas de acero de sección circular, se requiere que su diámetro no sea menor a 1.59 cm (5/8") y para varillas de cobre o de acero recubiertas de cobre el diámetro mínimo debe de ser de 1.27 cm (1/2"), para terrenos duros como el tepetate es recomendable varillas con un diámetro de 1.91 cm (3/4").



- **En función del diámetro.** Ciertamente, la resistencia de un electrodo de sección circular se reduce al incrementarse su diámetro, sin embargo tiene un límite en el que ya no es recomendable aumentarlo debido a que el valor de la resistencia del terreno permanece prácticamente constante.

Resistividad del terreno (ρ) = 1000cm

Electrodo tipo varilla copperweld: Longitud = 300 cm

Diámetro = 1.584 cm

Radio = 0.7935 cm

Sustituyendo los datos en la expresión mencionada, el primer resultado es $R = 33.5$, sin embargo si duplicamos el diámetro del electrodo, el nuevo resultado será $R = 29.8$ que solo representa una reducción del 11%, y si lo aumentamos 20 veces el diámetro original el valor obtenido será $R = 17.6$ lo que representa solo una reducción del 47.4 %. Es por esto que se puede decir que no es recomendable invertir en electrodos de gran diámetro, ya que no se reduce considerablemente la resistencia, por lo cual deberán practicarse otros métodos.



Tamaño nominal del mayor conductor de entrada a la acometida o sección equivalente de conductores en paralelo mm ² (AWG o kcmil)		Tamaño nominal del conductor al electrodo de tierra mm ² (AWG o kcmil)	
Cobre	Aluminio	Cobre	Aluminio
33,62 (2) ó menor	53,48 (1/0) ó menor	8,367 (8)	13,3 (6)
42,41 o 53,48 (1 ó 1/0)	67,43 o 85,01 (2/0 ó 3/0)	13,3 (6)	21,15 (4)
67,43 o 85,01 (2/0 ó 3/0)	4/0 ó 250 kcmil	21,15 (4)	33,62 (2)
Más de 85,01 a 177,3 (3/0 a 350)	Más de 126,7 a 253,4 (250 a 500)	33,62 (2)	53,48 (1/0)
Más de 177,3 a 304,0 (350 a 600)	Más de 253,4 a 456,04 (500 a 900)	53,48 (1/0)	85,01 (3/0)
Más de 304 a 557,38 (600 a 1100)	Más de 456,04 a 886,74 (900 a 1750)	67,43 (2/0)	107,2 (4/0)
Más de 557,38 (1100)	Más de 886,74 (1750)	85,01 (3/0)	126,7 (250)

Tabla 3 Especificaciones nominales de los conductores de puesta a tierra en instalaciones de CA conductores de puesta a tierra de equipo.

El tamaño nominal de los conductores de puesta a tierra de equipo, de cobre o aluminio.



Capacidad o ajuste máximo del dispositivo automático de protección contra sobrecorriente en el circuito antes de los equipos, canalizaciones, etc. (A)	Tamaño nominal mm2 (AWG o kcmil)	
	Cable de cobre	Cable de aluminio
5	2,082 (14)	---
20	3,307 (12)	---
30	5,26 (10)	---
40	5,26 (10)	---
60	5,26 (10)	---
100	8,367 (8)	13,3 (6)
200	13,3 (6)	21,15 (4)
300	21,15 (4)	33,62 (2)
400	33,62 (2)	42,41 (1)
500	33,62 (2)	53,48 (1/0)
600	42,41 (1)	67,43 (2/0)
800	53,48 (1/0)	85,01 (3/0)
1000	67,43 (2/0)	107,2 (4/0)
1200	85,01 (3/0)	126,7 (250)
1600	107,2 (4/0)	177,3 (350)
2000	126,7 (250)	202,7 (400)
2500	177,3 (350)	304 (600)
3000	202,7 (400)	304 (600)
4000	253,4 (500)	405,37 (800)
5000	354,7 (700)	608 (1200)
6000	405,37 (800)	608 (1200)

Tabla 4 Tamaño nominal mínimo de los conductores de tierra para canalizaciones y equipos.

(http://www.codensa.com.co/documentos/6_26_2007_2_48_23_PM_AE%20280.pdf, s.f.)



EQUIPOS BIOMEDICOS

Reseña histórica del uso médico de la electricidad

La electricidad fue utilizada por el hombre aún antes de ser descubierta como tal. Fue William Gilbert, de Col Chester, quien en el año 1600 la descubriera como fuerza y la llamara con el nombre de "eléctrica" para señalar la fuerza producida por el "electrum", forma latina de la palabra griega ámbar. Scribonius, Largus, Discórides, Galeno y otros fueron pioneros en esta rama al utilizar el pez torpedo negro para aliviar cefaleas, artritis y otras afecciones, aprovechando las descargas eléctricas que producía dicho pez, desconociendo aún la existencia de la electricidad.

En 1700, el anatomista francés Duverney ensaya por primera vez la estimulación eléctrica del músculo de la rana, 46 años más tarde, el alemán Chistian Gettlieb Kratzenstein, publica en la Universidad de Halle, el primer artículo sobre la electroterapia. Un aporte considerable fue el de Al Brecht Von Haller, quien en 1756, estableciera los principios fundamentales de la función nerviosa periférica. Trabajos posteriores de Galvani demostrarían que el organismo genera electricidad y que la misma está asociada a la actividad muscular.

En 1799, Volta construye la llamada "Pila de Volta" y observa que la contracción muscular sólo se producía en los momentos de conmutación de la batería. Dos años después, Ritter experimenta con baterías en serie y llega a la conclusión, de que el muslo sólo "captaba" las variaciones rápidas de la intensidad de corriente siendo indiferente a los cambios lentos de dicha intensidad, descubriendo así lo que en la actualidad se conoce como acomodación muscular.



En 1810, Bell establecía la diferenciación entre las raíces nerviosas anteriores insensibles y las raíces posteriores sensibles, trabajo que años más tarde Magendie concluiría estableciendo la distinción final entre nervios sensitivos y motores. Un hecho relevante lo constituirían los trabajos de Sarlandiere quien en 1825 propuso y experimentó la electropuntura.

En 1829 Stefano Marianini sugirió diferentes formas de corriente, de acuerdo a la sensación de dolor que proporcionaban y además, definió dos tipos de contracciones las que llamó idiopática y simpática. En esa misma época y por primera vez, Dúchenme de Boulogne logra estimular los músculos sin perforar la piel, valiéndose de electrodos recubiertos de tela. Además, tiene el mérito de haber sido el primero en utilizar la corriente alterna para la estimulación, sugiriendo para ello el término de "farádica". En 1838 Carlo Mattenci, demuestra el origen muscular de las corrientes eléctricas, hecho que en 1842 determinaría Du Bois-Reymond a través de sus experimentos.

En 1860, Pflüger resume el conocimiento de los efectos de la corriente eléctrica sobre el sistema neuromuscular en las leyes que llevan su nombre. En estos años Chauveau y Benner introducen el método monopolar de estimulación y en 1864, E. Neumann da explicación a las observaciones de diferentes investigadores relacionadas con los músculos paralizados, los cuales respondían sólo a la corriente galvánica y no a la farádica planteando que, para desencadenar la contracción, la característica fundamental de la señal estimulante, o sea, de la corriente era su duración.

En 1878, el eminente científico cubano Carlos J. Findlay da a conocer, en la Academia de Ciencias de La Habana, su trabajo sobre los principios científicos de la electroterapia y su aplicación en diferentes afecciones.



En 1891 se celebró en Fráncfort del Meno el primer congreso sobre electroterapia. Por este tiempo, Du Bois-Reymond investiga la dependencia en el tiempo de la estimulación eléctrica y descubre la corriente de acción de los músculos y nervios. Nernst continuó los experimentos de Kries (1890) con el ánimo de estudiar los efectos estimulantes de las corrientes alternas de baja frecuencia, en 1899 publica una teoría de estimulación con corriente alterna y en 1908 una teoría de estimulación con impulsos individuales. En 1904, Gildermeister, Bourignon y La pique reportaron la dependencia entre estimulación eléctrica, intensidad de corriente y duración.

Corrientes de estimulación en el diagnóstico.

El propósito de realizar mediciones para el diagnóstico sobre músculos y nervios es con el fin de establecer la extensión y localización de cualquier lesión y determinar los parámetros para el seguimiento del tratamiento. Resulta de gran importancia la curva corriente umbral-tiempo de utilización (i-t) con sus características de reobase, cronaxia y razón de acostumbramiento; la degeneración de los músculos puede ser reconocida por los prolongados tiempos de utilización, grandes corrientes de umbral (cronaxia y reobase incrementados) y por una acomodación reducida (pequeña razón de acostumbramiento).

Efectos de la estimulación eléctrica artificial.

El uso de corrientes de estimulación en la terapia y el diagnóstico, se basa en el hecho de que, la despolarización de las células y los nervios puede inducirse, con la aplicación externa de energía eléctrica. En parte la migración de iones dentro del campo eléctrico es también utilizada. La despolarización de una célula ocurre cuando el potencial a través de la membrana es repentinamente disminuido, lo cual puede ser logrado por el gradiente de voltaje producido sobre la membrana, a causa de una corriente de densidad local adecuada.



Los efectos selectivos locales son debido a la heterogeneidad del flujo del campo eléctrico dentro del tejido. En correspondencia con la compleja estructura del tejido, el curso de la corriente en relación con el tiempo, juega un importante papel. Así, el dispositivo estimulador tendrá un conjunto de parámetros a incluir entre los cuales deben estar: intensidad de corriente.

Terapia con Estimulación de Corriente:

Tratamiento con corriente directa (Galvanización). La corriente directa fluyendo a través del cuerpo efectúa un cambio en el ordenamiento iónico. Los efectos básicos así producidos son: Electrólisis. El cuerpo es un conductor de segundo orden. La corriente es iónica. Así la migración de iones es el efecto básico de la así llamada galvanización.

Moléculas orgánicas no-disociadas, células individuales, bacterias, etc. Tienen cargas de frontera positiva y van hacia al cátodo (catodoforésis). Electroósmosis. En sistemas que contienen cargas superficiales en que, las moléculas asociadas están localmente fijas, puede ocurrir un corrimiento de fluido a través de las membranas corriente, tiempo de utilización y dirección de la corriente.

Al conectar y desconectar la corriente esta debe cambiar de valor suavemente a fin de evitar efectos de estimulación motores o sensoriales. Su magnitud dependerá de la sensibilidad individual y también del área de contacto de los electrodos ($50-200 \mu/cm^2$).

El tratamiento con corriente directa tiene efectos sobre las fibras motoras, manifestándose en un crecimiento de la excitabilidad a los estímulos exógenos y endógenos. El efecto ocurre en la región del cátodo. Así mismo hay efecto sobre las fibras nerviosas sensoriales, reduciendo su excitabilidad, particularmente en el mejoramiento del dolor. Este efecto ocurre en la región del ánodo.



PRUEBAS A EQUIPOS ELÉCTRICOS

A fin de comprender mejor las comprobaciones que deben llevarse a cabo a los equipos en una institución hospitalaria pasaremos a exponer las más comunes.

Resistencia entre chasis y terminal de tierra. La resistencia entre el terminal de tierra y el chasis del equipo o cualquier parte metálica no debe exceder los 0.15Ω . El esquema de medición es mostrado en la Figura 8.

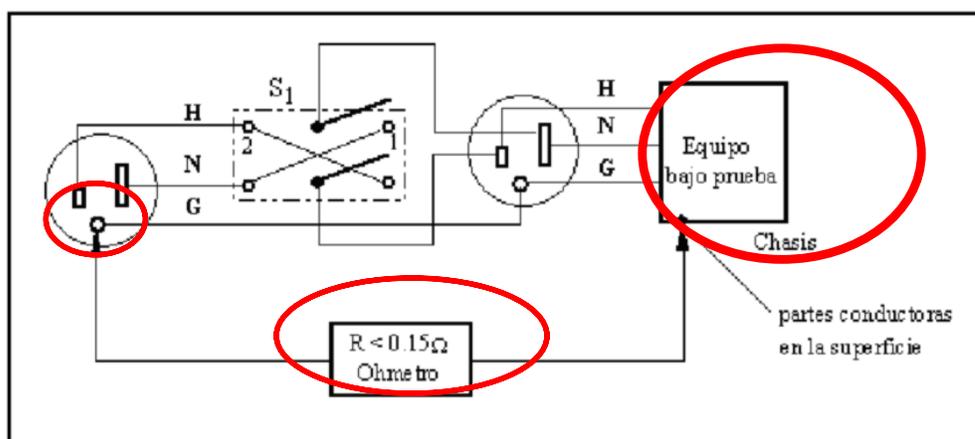


Figura8. Esquema de medición de resistencia entre terminal de tierra y chasis

(<http://wwwfaradayos.blogspot.com>, s.f.)

Corrientes de fuga del chasis:

Las corrientes de fuga del chasis no deben exceder $500\mu A$ en equipos que se ubicarán a trabajar fuera de las áreas de pacientes. Para equipos que estarán en la cercanía de pacientes solo se permitirán fugas de hasta $100\mu A$.



El esquema de medición se muestra en las Figuras 8 y 9

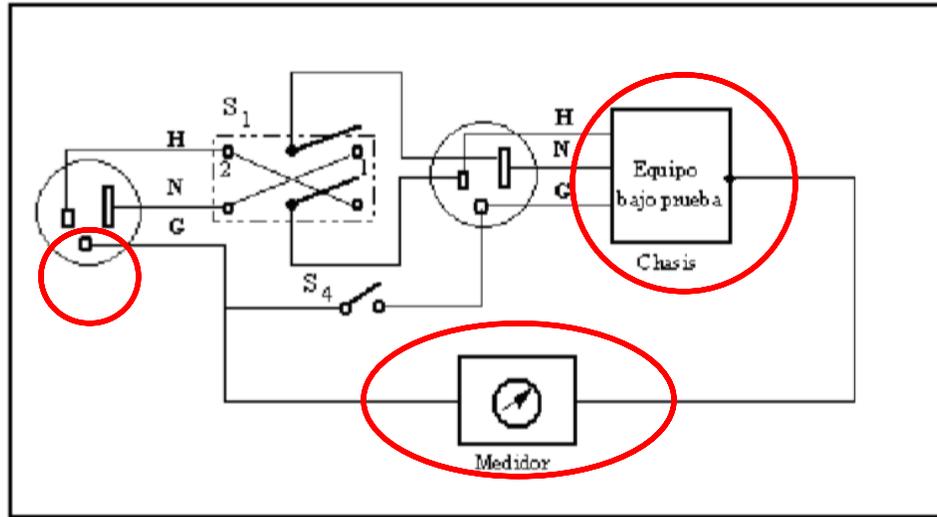


Figura9 Circuito para medir las corrientes de fuga del chasis Rodríguez, E. y otros. Seguridad eléctrica en el diseño de Equipos Electro médicos. Ingeniería Electrónica, Automática y Comunicaciones.

Corriente de fuga a través de terminales de paciente. La corriente de fuga en las partes, conductores o terminales aplicados al paciente, son particularmente importantes ya que comúnmente son los puntos de más baja impedancia en contacto con el paciente. Para equipos no aislados el límite en la corriente de fuga en tales puntos de contacto será de 50 μA , para equipos aislados el límite máximo será de 10 μA . Solo se permite conectar a catéteres o a electrodos sobre el corazón terminales provenientes de equipos aislados.



Cualquier contacto con el paciente o entre cualquier terminal y los terminales restantes debe ser medida a fin de garantizar que la corriente de fuga esté También la corriente de fuga entre cualesquiera dos terminales por debajo de $50 \mu\text{A}$ para equipos no aislados, para equipos aislados el límite máximo será de $10 \mu\text{A}$. El circuito de medición se muestra en la Figura 10.

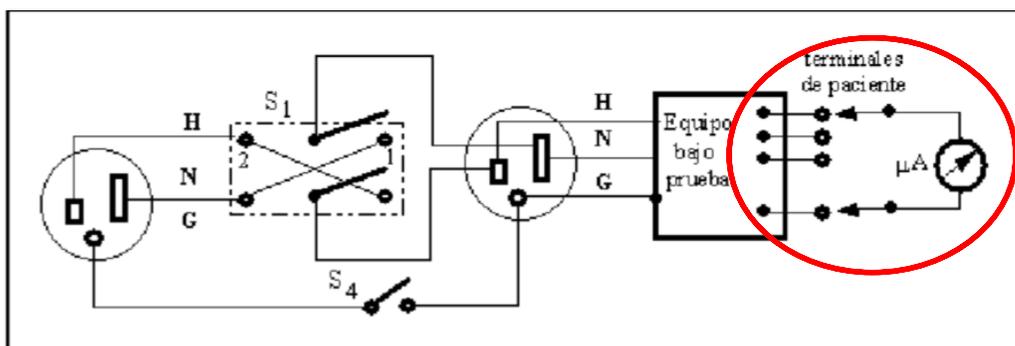


Figura10. Circuito de medida para la corriente de fuga entre terminales de paciente. , E .y otros Seguridad eléctrica en el diseño de Equipos Electro médicos I. Ingeniería Electrónica, Automática y Comunicaciones.

La corriente de fuga que circularía en el caso extremo que apareciera el voltaje de línea sobre el paciente.

Puede medirse empleando el circuito que se muestra en la Figura 11. La corriente de fuga en este caso debe ser menor de $20 \mu\text{A}$, a través de cada uno de los terminales de paciente en un equipo aislado.

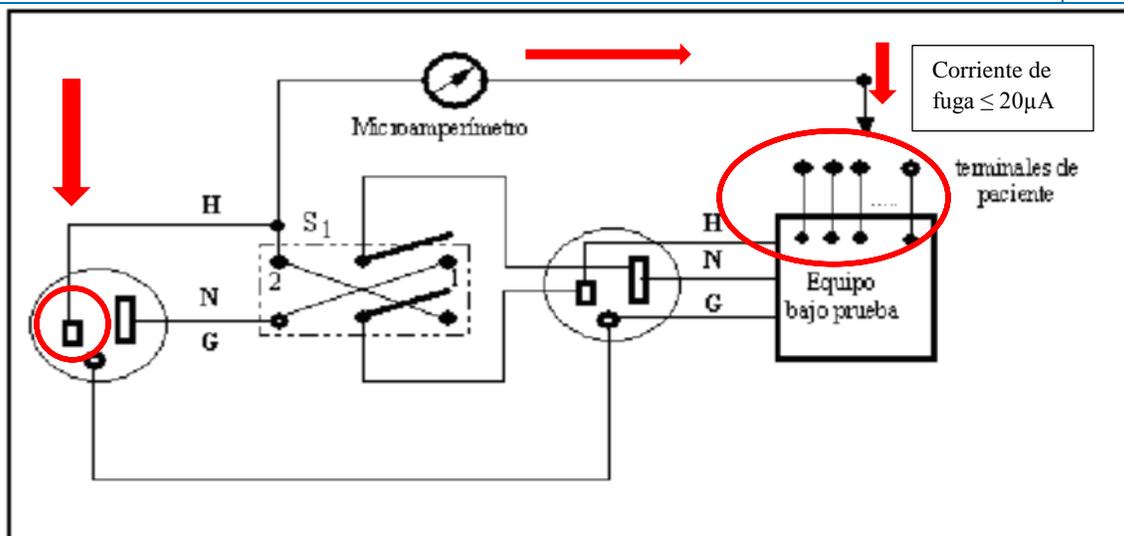


Figura 11 Circuito para medir la corriente de fuga que circularía si apareciera el voltaje de línea sobre el paciente .Rodríguez, E. y otros. Seguridad eléctrica en el diseño de Equipos Electro médicos I. (Rodríguez E. o., s.f.)Ingeniería Electrónica, Automática y Comunicaciones.

Corriente de fuga a través del conductor de tierra: Un circuito para medir la corriente de fuga a través del tercer conductor o conductor de tierra se muestra en la Figura 12.

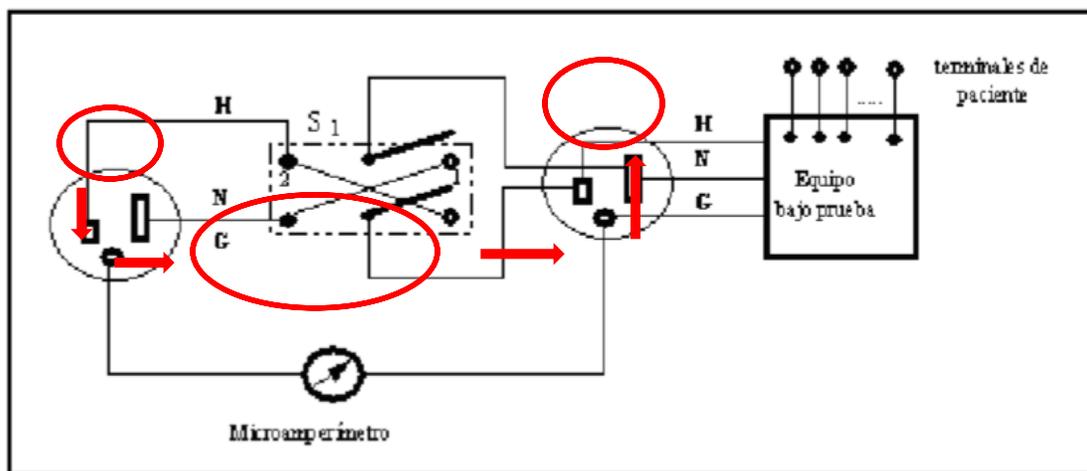


Figura 12. Circuito para medir la corriente de fuga a través del tercer conductor Rodríguez, E. y otros. Seguridad eléctrica en el diseño de Equipos Electro médicos I. Ingeniería Electrónica, Automática y Comunicaciones.



Condiciones de las Corrientes Peligrosas.

Corriente de Fugas.

Generalmente se llama corriente de fuga a la pequeña corriente, normalmente del orden de los μA , que inevitablemente fluye entre cualquier par de conductores aislados y adyacentes que están a potenciales diferentes, en otras palabras, es la corriente que fluye desde las partes activas, o sometidas a tensión eléctrica del equipo a través de las partes metálicas accesibles hacia tierra.

Este tipo de corriente presenta una pequeña componente resistiva que fluye a través del aislamiento, el polvo y la humedad, así como una fuerte componente reactiva debido a los acoplamientos capacitivos e inductivos entre los cables de alimentación, los transformadores, etc., y el chasis del equipo.

Si el aparato dispone de un tercer conductor (conductor de tierra), la corriente fluirá por él, de forma que el chasis se situará a un potencial igual a la corriente de fuga multiplicada por la resistencia del hilo de tierra.

En casos normales esta tensión nunca deberá exceder unos pocos mV, provocando una situación no peligrosa para el paciente como se muestra en la figura 13.

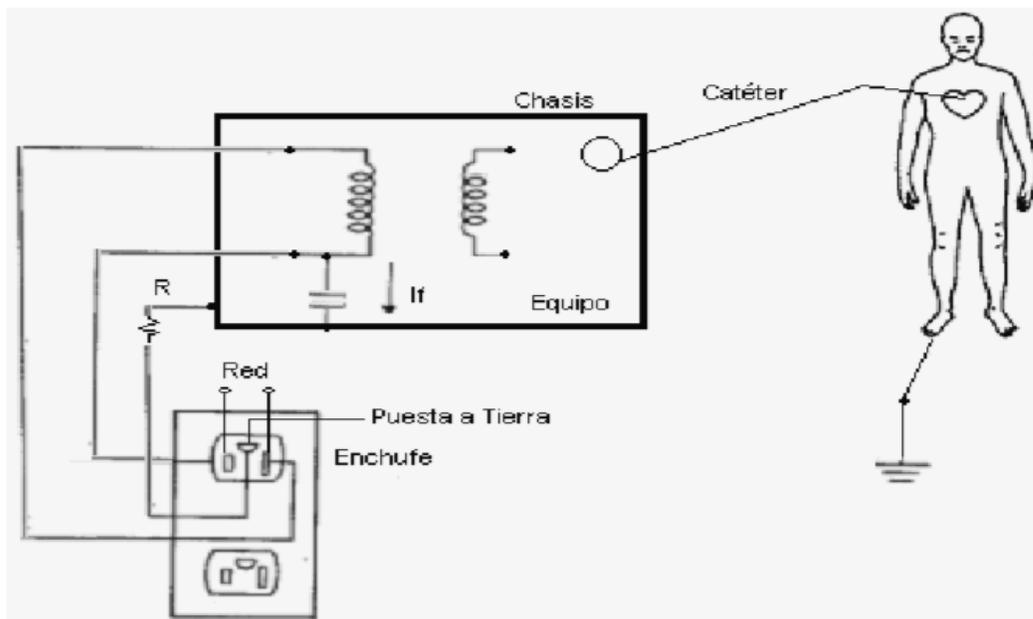


Figura13 Disminución de las corrientes de fuga a través de paciente mediante tercer conductor a tierra (clínica, s.f.).

El resultado final del paso de la corriente eléctrica por el cuerpo humano no puede predecirse en un caso determinado.

Daños Causados por la Electricidad.

Daños a las Personas. 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.



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 (Fernandez, s.f.) 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 irritación 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, si el aumento de temperatura es muy 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 abarcan 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 más 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 aporte 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 detallan los efectos fisiológicos que se producen en el cuerpo humano en función de la magnitud de la corriente eléctrica que circula a través del cuerpo humano suponiendo que se aplica una diferencia de potencial entre las extremidades superiores (las dos manos). En la figura 14 se esquematiza 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 60 Hz aplicada al exterior del cuerpo de una persona de 70 Kg. aproximadamente.

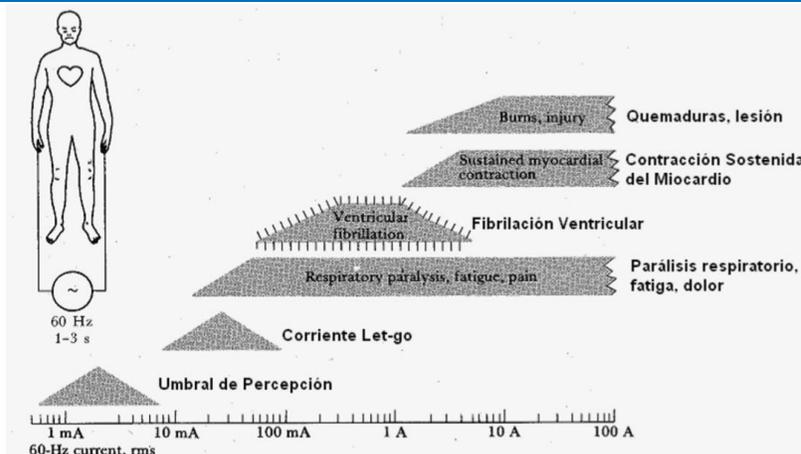


Figura 14 Efectos Fisiológicos de la Electricidad.

<i>EFEECTO</i>	<i>UMBRAL[†]</i>
<i>Umbral o nivel de percepción.</i> (Nivel mínimo a detectar)	10 μ A - 0.5 mA valores eficaces CA, 60 Hz ; 2 - 10 mA CC.
<i>Corriente de pérdida del control motor.</i> (Nervios y músculos pueden excitarse y provocar contracciones)	6 mA - 16 mA.
<i>Parálisis respiratoria, dolor y fatiga.</i> (Asfixia)	18 mA - 22 mA
<i>Fibrilación ventricular.</i> (Pérdidas de sincronismo de las diferentes fibras del músculo cardíaco)	75 mA - 400 mA.
<i>Contracción del miocardio sostenida.</i> (Músculo completo del corazón se contrae)	1 A - 6 A.
<i>Daños físicos y quemaduras.</i> (Necrosis [†] Eléctrica.)	10 A en adelante
<i>Muerte</i> (Posibles causas: insuficiencia circulatoria, lesión en centros bulbares [†] . Aún no se sabe si esta lesión neurológica es secundaria al vasoespasmo [†] o si se produce por aumento de la temperatura del cerebro, o bien si resulta de la lesión directa de las neuronas)	

Tabla 5. Efectos de la corriente Eléctrica **Parámetros Susceptibles que Inciden los Efectos Fisiológicos.**



Los efectos fisiológicos definidos en vistos en los apartados anteriores, 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 15 se muestra la variabilidad del umbral de percepción y de la corriente de pérdida del control motor para hombres y mujeres. En dicha figura se indica el porcentaje de personas que perciben diferentes valores eficaces (Rms) de la corriente en miliamperios.

Puede observarse que los datos obtenidos pueden interpolarse por una recta. 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 en torno a 0.5 mA. La corriente de pérdida de control, posee 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 corriente de pérdida de control es mucho mayor que el de la corriente de umbral de percepción. La variabilidad de estas medidas puede adjudicarse a la variabilidad de la impedancia de la piel en diferentes personas.

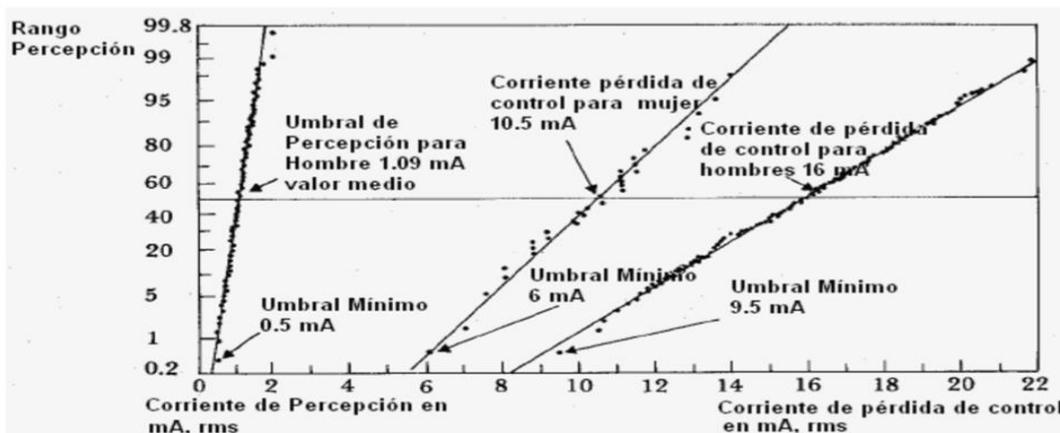


Figura 15 Rango de los umbrales de las corrientes de percepción y de pérdida de control.



La impedancia de la (J W. I., s.f.) Piel (Z_i) puede considerarse un conjunto de resistencias y capacidades y depende de la tensión, la superficie de contacto, la presión del contacto, la humedad de la piel y de la temperatura.

La impedancia interna del cuerpo humano (Z_i) es principalmente resistiva y depende fundamentalmente del trayecto y de la superficie de contacto. La Impedancia total del cuerpo humano depende por tanto de los factores enumerados anteriormente. En la tabla 6, aparecen valores válidos para un trayecto mano a mano y mano a pie con dos superficies de contacto importante (50 a 100 cm²) y en condiciones secas. La resistencia inicial para el mismo trayecto y superficie de contacto puede tomarse igual a 500 Ω . Las medidas se han efectuado sobre seres vivos y sobre cadáveres 5. (5 Fuente: Los Riesgos Eléctricos y su Ingeniería de Seguridad, M. Toledo, España.

Tensión de contacto (V)	Valores de impedancia total (Ω) del cuerpo humano que no son sobrepasados por		
	5%	50%	95%
	de la población		
25	1750	3250	6100
50	1450	2625	4375
75	1250	2200	3500
100	1200	1875	3200
125	1125	1625	2875
220	1000	1350	2125
700	750	1100	1550
1000	700	1050	1500
valor asintótico	650	750	850

Tabla 6 Trayecto de la corriente eléctrica para diferentes valores de impedancia (Hospitalarias, s.f.) 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 (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.

- **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 re polarización del corazón que corresponde a la onda T del ECG.

- **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.

- **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 pasa a través del corazón como se observa en la figura 16.

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 16.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 16.b), ambos términos se retoman y se analizan con mayor profundidad más adelante.

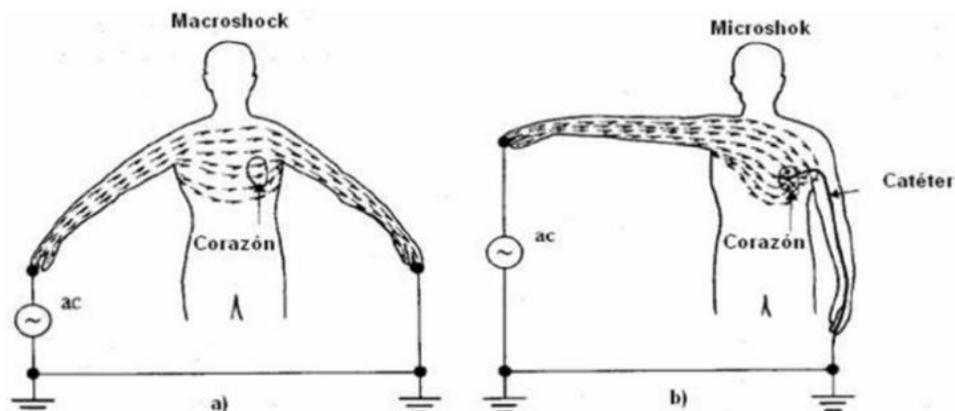


Figura 16 Efectos de los puntos de entradas en la distribución de la corriente por el cuerpo(J W. I., s.f.)

Macroshock: son corrientes del orden de los mA que fluyen a través de la piel y tejidos, que puede provocar quemaduras severas, contracciones musculares y hasta la muerte.

Cuando la persona entra en contacto con dos o más puntos a diferente potencial, estos puntos pertenecen a la superficie corporal y una mínima fracción de corriente pasa al corazón.

Cuando el chasis de los equipos no está debidamente aterrizando se inducen potenciales peligrosos, un contacto accidental puede producir macroshock.

Para exponerse al peligro de un macroshock, 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 tierra, existe el mismo peligro entre el conductor activo y cualquier objeto conductor que de alguna manera esté conectado a tierra.



En el diseño de equipos médicos, 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 acoples 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 averías mecánicas. Si el chasis no está conectado a tierra, cualquier persona que lo toque y esté conectado a tierra a través de otro conductor estará expuesta a un grave peligro de macroshock.

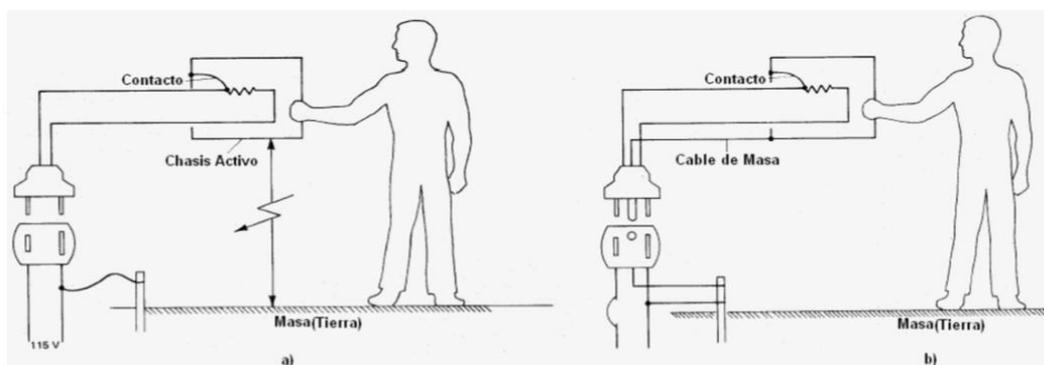


Figura 17 Riesgo de Macroshock.

En el tomacorriente de la pared es reducir el peligro de macroshock. De esta forma se dispone de una conexión a tierra para el chasis del equipo.

Cuando se produce un contacto accidental entre el conductor activo y el chasis, la corriente puede retornar a tierra 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 con el de tierra roto o al empleo de un adaptador de tres es de contacto a dos (con un al aire) destruye por completo su valor protector.



Aunque la conexión a tierra no se interrumpa por completo, sólo con que presente una resistencia mayor alrededor de un ohmio, puede elevar el potencial del chasis 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 K Ω -1 M Ω).

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 Ω 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. El umbral de peligro para macroshock se tiene a partir de 25 mA

Microshock: son corrientes del orden de los μ A que fluyen a través de la piel y tejidos, donde se usan electrodos invasivos o catéteres que pudieran hacer posible el paso de la corriente al corazón. Generalmente las corrientes de fuga pueden ocasionar el microchoque; ya que éstas son pequeñas corrientes, que inevitablemente fluyen entre cualquier par de conductores aislados y adyacentes que estén a potenciales diferentes.



La descarga eléctrica a través de dos puntos, y uno de ellos corresponde al corazón o sus vecindades. Las principales causas de riesgo:

- Defecto o rotura del conductor de puesta a tierra.
- Superficie metálicas cercanas al paciente y no conectadas a tierra.
- Equipos conectados a diferentes potenciales de masas.
- Equipos alimentados a baterías.

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 acople capacitivo entre el cable activo y el chasis del equipo puede crear corrientes de magnitud suficientemente grande como para presentar un riesgo de microshock, estos valores oscilan entre 80 a 600 μA .

Por ejemplo, una tensión de 110 V y una capacidad de sólo 200 pF producen una corriente de 10 μA . Por lo tanto, muchos electrodomésticos, lámparas y aparatos de diagnósticos o terapia presentan fugas capacitivas de corriente que sobrepasan los 10 μA .

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 18, 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 tierra del corazón a través del catéter.

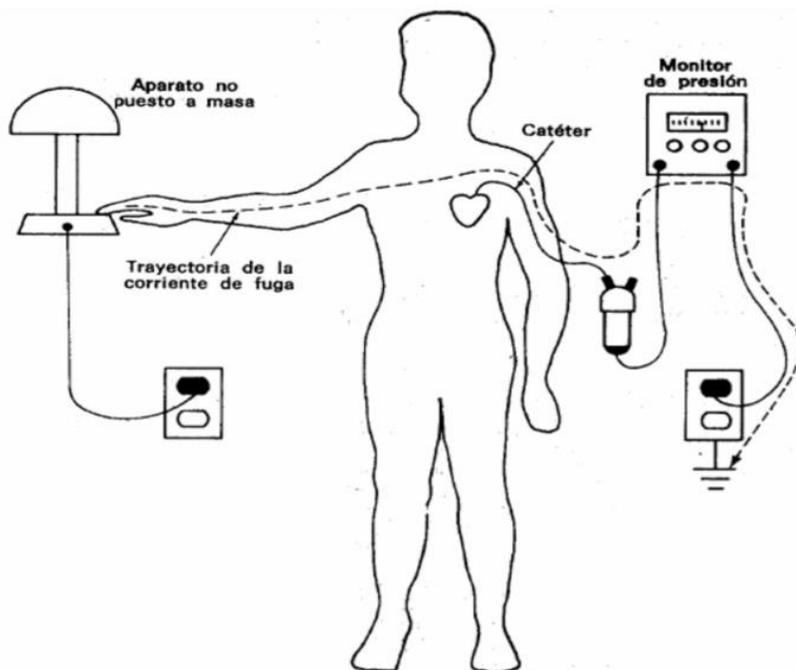


Figura 18 Riesgo de Microshock (L, s.f.) (Navarro(España) Seguridad Electrica, s.f.).

Bajo estas condiciones, se crea un riesgo de microshock mediante cualquier contacto conductor entre el paciente y un dispositivo que no esté puesto a tierra y que tenga una corriente de fuga mayor de $10 \mu\text{A}$. En la figura 18, el paciente está tocando el aparato directamente, pero este contacto se puede establecer también por otra persona que toque al paciente y al aparato a la vez.

Causas que pueden provocar situaciones de riesgo de microshock son las siguientes:

- ✓ **Defecto o rotura del conductor de puesta a tierra:**

De esta forma, gran parte de la corriente por acople 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 18).



La mejor manera 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 (transformadores de aislamiento).

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 19) donde un fallo en la polarización o conductor de tierra 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.

Una enfermera que manipula un catéter intracardiaco establece una derivación entre la cama y éste último creando una vía de paso a través de la enfermera 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.

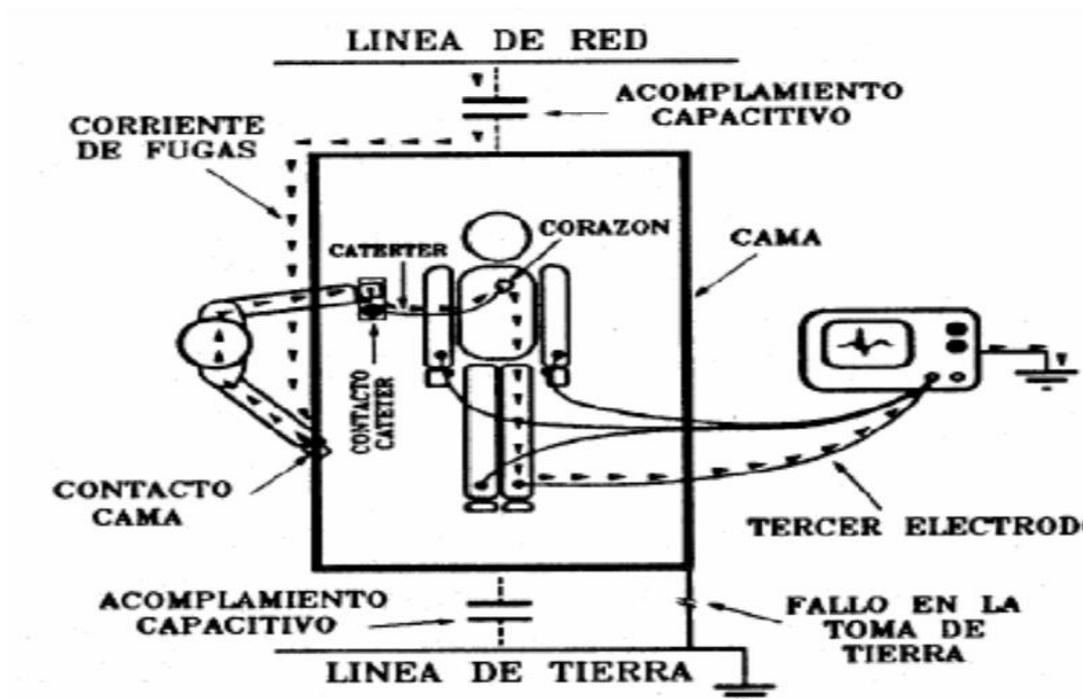


Figura 19 Superficie no conectada a tierra.

Equipos conectados a diferentes potenciales de tierras.

Puede suceder que si no se dispone de un equipo de tierras equipotenciales existen diferentes valores de tierra 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 puede ser la monitorización del ECG y de la presión sanguínea a través de un catéter, la diferencia de tensiones entre tierras puede dar origen a peligros de microshock.

La normativa NEC regula estos problemas y establece que la diferencia de potencial entre las tierras de dos equipos no debe superar los 500 mV en áreas generales y los 40 mV en áreas de cuidado crítico en condiciones normales de funcionamiento.

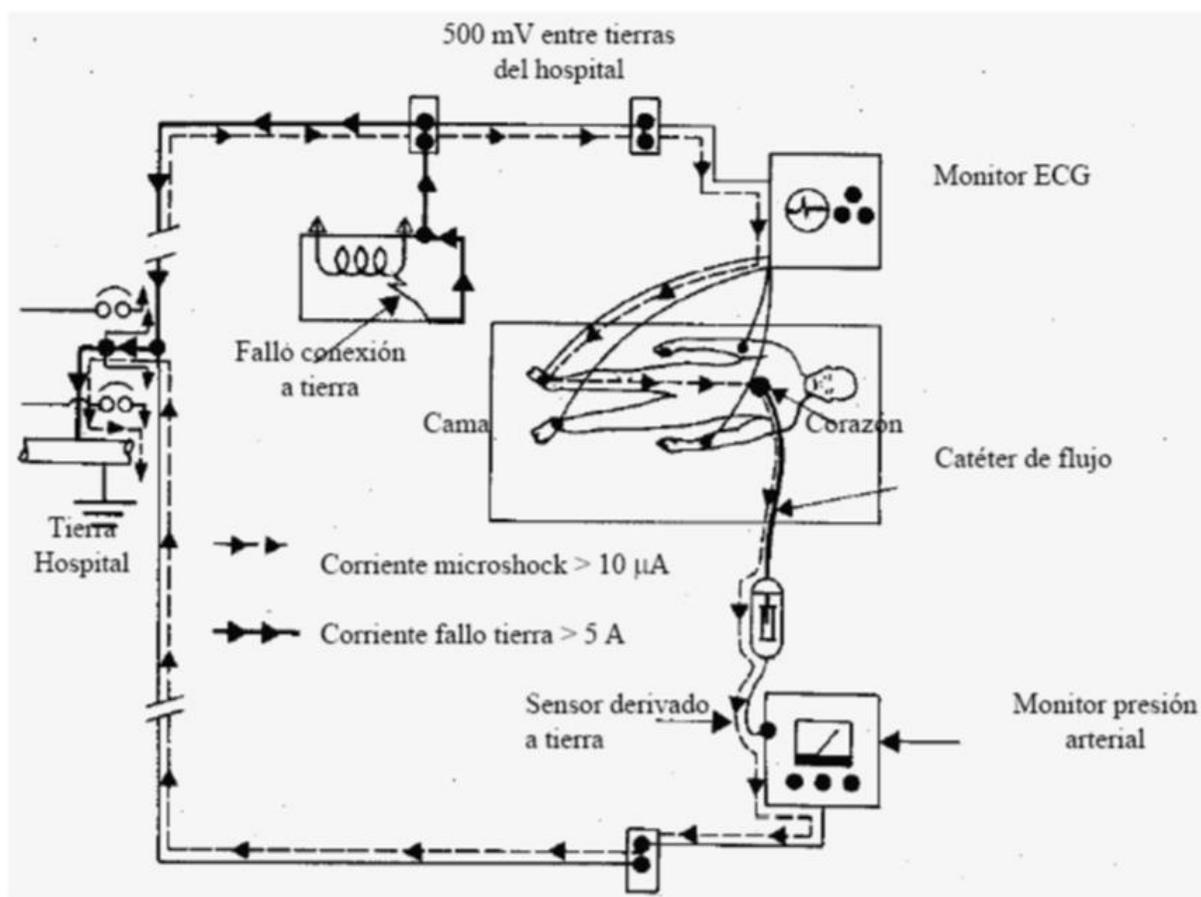


Figura 20 Equipos conectados a diferentes potenciales de tierra (Instrumentation, s.f.)

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 electro bisturí, 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 de los hospitales 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.

Equipos con Conexiones Eléctricas al Corazón que Hacen susceptible al Paciente al Riesgo de Microshock.

Cuando un instrumento conductor se coloca en el corazón o cerca de éste, se pierden dos formas de protección natural. Primero, la corriente deja de distribuirse a todo el cuerpo para concentrarse en el corazón. Segundo, la resistencia protectora de la piel es evadida.

Cuando una densidad de corriente más elevada atraviesa el corazón y la resistencia de la piel es evadida, se requiere de un voltaje considerablemente menor para producir fibrilación cardiaca.



Diferentes equipos clínicos necesitan de conexión directa al corazón. La conexión al corazón proporciona una vía conductora que aumenta el riesgo para que pueda fluir, en caso de accidente o falla, una corriente de microshock. Existen sólo tres procedimientos clínicos empleados actualmente en los que un paciente es eléctricamente susceptible (Weibell, 1974): La inserción de un electrodo de catéter de marcapaso proveniente de un Marcapasos externos.

Los electrodos intracardiacos para el registro del electro grama (EGM) más. Catéteres situados en el corazón ya sea para medir presión sanguínea, tomar muestras de sangre o inyectar sustancias tales como colorantes o drogas dentro del corazón. Los pacientes sujetos a estas condiciones son fáciles de identificar y representan sólo un pequeño porcentaje de la población de pacientes de un hospital.

Además, estos pacientes por lo general son confinados a áreas especializadas tales como las unidades de cuidados intensivos o coronarios, o a laboratorios de cateterización. Es de recalcar que un paciente está en peligro de microshock sólo cuando tiene alguna conexión eléctrica al corazón. La resistencia interna de un catéter lleno de fluido está entre $50 \text{ k } \Omega$ y $1 \text{ M } \Omega$ mucho mayor que la resistencia de los electrodos y conductores metálicos que presentan los marcapasos y EGM. La resistencia interna del cuerpo al microshock es de unos $300 \text{ } \Omega$ y la resistencia de la piel puede ser bastante variable, tal y como se planteó anteriormente. Defecto o ruptura del conductor de puesta a tierra: En la figura 28, puede observarse dos situaciones diferentes de riesgo de microshock donde existe un defecto o ruptura 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 $110 \text{ } \mu\text{A}$ considerando que la resistencia de la piel es de $100 \text{ K } \Omega$ y la del cuerpo $500 \text{ } \Omega$.



Equipos conectados a diferentes potenciales de tierra: La figura 21, muestra el riesgo de microshock cuando no existen tierras equipotenciales. La corriente que circula por la tierra general del hospital puede alcanzar los 5 A por lo que suponiendo que la resistencia del cable de tierra puede ser de 0.1Ω , pueden aparecer 500 mV entre diferentes tierras 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.

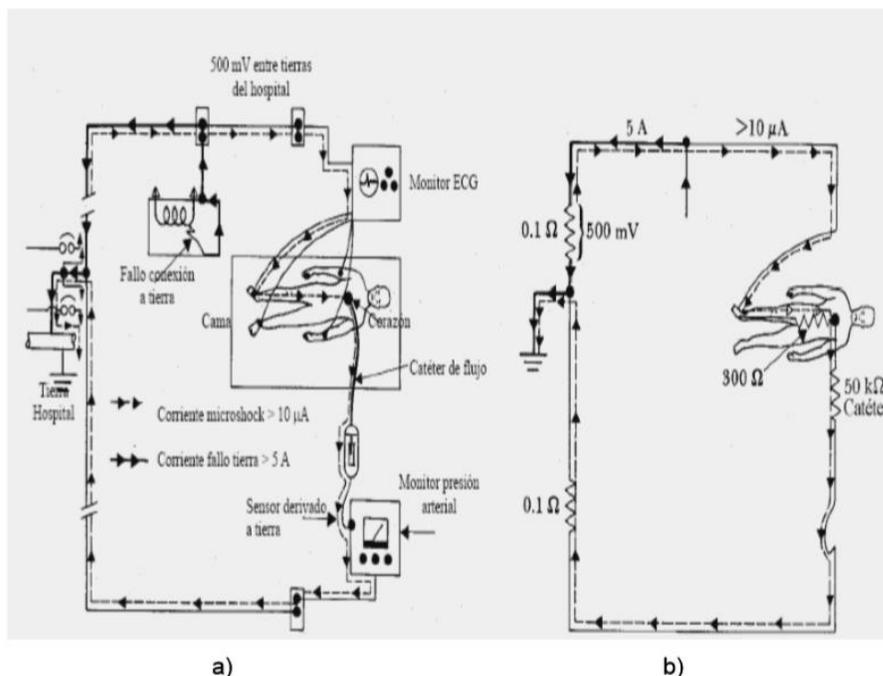


Figura 21a) Riesgo de microshock debido a la existencia de equipos conectados a diferentes potenciales de tierra 21 b) circuito Equivalente., 1992. (Medical, s.f.)



Daños de Otros Tipos.

Los incendios, provocados por cortocircuitos (motivados generalmente por un funcionamiento incorrecto de las instalaciones) son uno de los daños más frecuentes. En numerosas ocasiones se atribuye el origen de un incendio a un cortocircuito, pero habitualmente el cortocircuito no es sino un paso más (el más llamativo) en el proceso que desencadena el incendio.

Es normal que el cortocircuito se produzca por un calentamiento excesivo previo de elementos aislantes hasta alcanzar su punto de fusión, produciéndose a continuación el cortocircuito. También se producen incendios o explosiones motivadas por la presencia de atmósferas inflamables o explosivas ante elementos con temperatura elevada (producida por la electricidad) o arcos eléctricos. El Código Eléctrico Nacional (NEC), establece una clasificación de los sistemas eléctricos por el nivel de tensión. Como resultado de esta clasificación tenemos tres grandes grupos: sistemas de Alta tensión, de Baja Tensión, y de Muy Baja Tensión de Seguridad.

Sistemas Eléctricos de Alta Tensión: Son sistemas de alta tensión aquellos en los que se utilizan tensiones alternas de valor eficaz más superior a 1000 V o tensiones continuas superiores a 1500 V. Normalmente las instalaciones de alta tensión son de corriente alterna trifásicas y la tensión de las mismas se refiere al valor de su tensión de línea (tensión eficaz entre cada dos de los tres conductores de fase). Los sistemas eléctricos de alta tensión se utilizan fundamentalmente cuando se manejan potencias elevadas, con el objeto de que se reduzcan las corrientes. Por esta razón se encontrarán sistemas de alta tensión en la generación de energía eléctrica (salvo excepciones como pequeños generadores), en los sistemas de alimentación (habitualmente cuando la potencia supera los 500 kW).



Hay por lo tanto instalaciones de alta tensión en:

- Las centrales eléctricas
- Las líneas de distribución en alta tensión.
- Las subestaciones eléctricas (instalaciones destinadas a maniobras de conexión y desconexión así como a transformación de la tensión).

Sistemas Eléctricos de Baja Tensión.

Son sistemas a baja tensión aquellos en los que se utilizan tensiones alternas de valor eficaz entre 50 V y 1000 V o tensiones continuas entre 75 V y 1500 V. Los sistemas eléctricos de baja tensión se utilizan fundamentalmente para la conversión de la energía eléctrica en otra forma de energía, porque la gran mayoría de receptores eléctricos están diseñados para el funcionamiento a baja tensión.

Existen algunas instalaciones, que utilizan corriente continua o corrientes con formas de onda especiales, para fines específicos, como el control de motores u otros receptores. Por esta razón, son de baja tensión las instalaciones receptoras de los consumidores de energía eléctrica.

Muy Baja Tensión de Seguridad o Pequeña Tensión de Seguridad.

Se considera Muy Baja Tensión de Seguridad a las menores de 24 V en lugares húmedos y de 50 V en lugares secos no conductores. Se utilizan estas instalaciones en los casos de uso de aparatos con aislamiento funcional solamente, que deban ser utilizados en lugares muy conductores (como depósitos metálicos, calderas, hornos, etc.). La potencia de estos sistemas suele ser baja (inferior a 10 kW).



Por el riesgo de arcos eléctricos

Un arco eléctrico es una corriente eléctrica entre dos conductores a través del aire. El aire en condiciones normales es aislante siempre que no se supere su rigidez dieléctrica. Un arco puede producirse por modificar las condiciones de manera que se supere la rigidez dieléctrica del aire, o como consecuencia de la maniobra de apertura o cierre de un elemento de interrupción de la corriente eléctrica.

Cuando se establece un arco en el aire suele convertirse en un cortocircuito y trata de propagarse en dirección a la fuente de alimentación, ya que como consecuencia de la energía del mismo, el aire se ioniza y se vuelve conductor (hasta que se enfríe de nuevo). Si un interruptor se abre cuando circula a través de él una intensidad superior a la asignada como poder de corte, puede deteriorarse y ser incapaz de extinguir el arco y por lo tanto de interrumpir el paso de corriente. Existe riesgo de arcos eléctricos tanto en instalaciones de alta tensión como de baja tensión. Los arcos eléctricos peligrosos se deben habitualmente a circunstancias fortuitas motivadas por fallas de las instalaciones o fallas en actuaciones humanas. Los efectos de los arcos eléctricos dependen de la intensidad de la corriente del arco, y de la tensión. Las intensidades de cortocircuito son especialmente altas en las proximidades de los centros de transformación en instalaciones de baja tensión y en todos los puntos de las instalaciones de alta tensión. Las causas que provocan arcos eléctricos pueden ser:

Fallos en dispositivos de maniobra o protección.

- Cortocircuitos fortuitos provocados por:
- Desprendimiento de elementos conductores
- Deterioro de aislantes. Aproximación excesiva a elementos conductores con herramientas o elementos de medida. Actuaciones de animales, Humedad.



Monitoreo, Riesgos y Seguridad Eléctrica.

Distribución de Potencia Eléctrica.

La energía eléctrica es necesaria en las instalaciones de hospitales no sólo para el funcionamiento de los equipos médicos, sino también para uso de iluminación, aplicaciones de mantenimiento, comodidad 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 la toma eléctrica y la conexión a tierra en el entorno del paciente. Conviene resaltar que es importante que los equipos tengan conexión a tierra para desviar posibles derivaciones a éstos por parte de la red eléctrica. En las instalaciones modernas, todos los tomacorriente disponen de un tercer contacto denominado toma a tierra del equipo y que está unida a tierra en la subestación del edificio mediante el conducto de acero galvanizado que protege a los otros conductores o bien mediante un conductor de tierra distinto.

Cuando se utilizan aparatos eléctricos defectuosos existen riesgos para:

- a) El paciente, fibrilación cardiaca por una corriente de fuga en el transcurso del monitoreo, particularmente por un catéter intracardiaco.
- b) El uso del conducto como conector a tierra puede presentar ciertos peligros debido a la corrosión. En efecto, una corriente de fuga intracardiaca de 0,1 miliamperios representa una gran posibilidad de provocar fibrilación, pero si el catéter se encuentra en un vaso de mayor tamaño, se requiere de 2 miliamperios para que se produzca igual efecto.



b) El operador, riesgo de electrocución por desperfecto de tierra con contacto accidental de una parte de la red con el chasis del aparato.

3. No funcionamiento del equipo eléctrico, que en ese momento es vital para el paciente, por ejemplo un desfibrilador o falla en el registro de monitoreo.

4. Accidentes que se deben a error humano, como una falsa maniobra, error en la manipulación de los contactos y equipos mal puestos o mal protegidos. Es muy común ver en algunas áreas, cables de prolongación en el suelo, tomacorrientes triples en que la conexión a tierra no existe o está mal conectada, conductores en que la pérdida del material aislante se suple con tela adhesiva, etc. o un aumento de la resistencia del conducto hasta un nivel peligroso.

Sistemas de Alimentación Aislados.

Aunque los equipos estén bien conectados a tierra, pueden existir otras descargas debido al contacto accidental de algún cable eléctrico o fallo de la conexión a tierra. Por ello, se requieren sistemas que aislen eléctricamente la red eléctrica del paciente y de esta forma se rompa el bucle de corriente y se minimicen los peligros de descarga.

Estos sistemas tratan de suprimir el riesgo mismo haciendo que los contactos no sean peligrosos o de impedir los contactos simultáneos entre tierras y elementos conductores cuando pueda haber una tensión peligrosa. Este aislamiento eléctrico se realiza principalmente por medio de un transformador.

Debido al aislamiento galvánico que proporciona el transformador, al producirse un contacto indirecto (contacto con la tierra de un elemento puesta accidentalmente en tensión) no existe circuito para el retorno de la corriente de contacto y por tanto el valor de la intensidad de la misma es cero.



Clasificación de los equipos biomédicos según la protección utilizada y el nivel de protección.

La International Electrotechnical Commission (IEC) ha adoptado y establecido los estándares sobre la seguridad para equipos electro médico. En 1977 fueron publicados sus requerimientos generales y a partir de esa fecha estos se han ido enriqueciendo por un gran número de requerimientos particulares. Según la norma del IEC se establecen dos grupos en dependencia de la protección utilizada y del nivel de protección.

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.



Según la protección utilizada.

Equipo alimentado internamente. Los equipos alimentados internamente previstos para ser conectados a una red de alimentación deberán cumplir los requisitos para equipos de clase I o equipos de clase II mientras estén conectados.

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.

Ver figura 22. En trazo grueso lo que caracteriza a esta clase, b) circuito equivalente. Z_{3er} es la impedancia del tercer conductor.

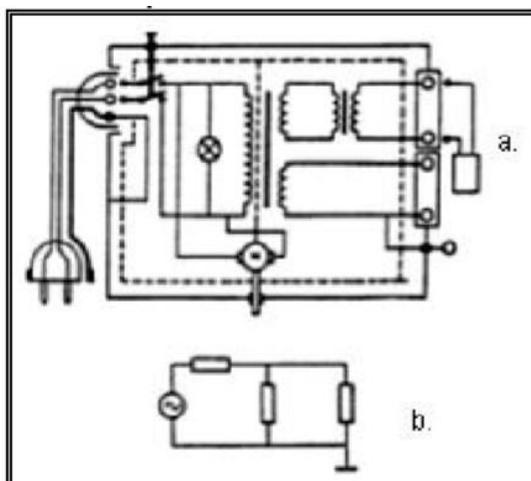


Figura 22 Equipo de clase I, a (Rodríguez E. E., s.f.)

Seguridad eléctrica en el diseño de Equipos electro médicos I. Ingeniería Electrónica, Automática y Comunicaciones.



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. Ver figura 23.

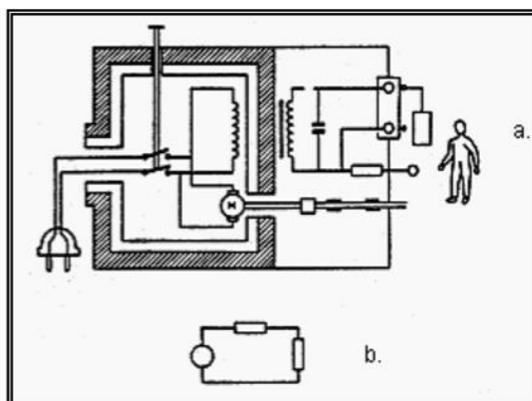


Figura 23 La protección de la clase II incide sobre el parámetro de la impedancia de aislamiento.(Electromedicos, s.f.)

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.

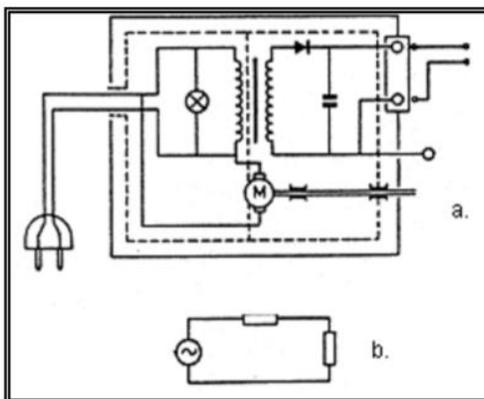


Figura24. Equipo de clase III. a) En trazo negro lo que caracteriza a estos equipos. b) Circuito equivalente.

La protección de la clase III incide en el parámetro de la tensión de alimentación (Electromedicos, s.f.)

Seguridad eléctrica en el diseño de Equipos Electromédicos I. Ingeniería Electrónica, Automática y Comunicaciones.

Equipos alimentados por fuente externa. Los equipos especificados para ser alimentados mediante una fuente de alimentación externa de corriente continua (Ej.: ambulancias), no deberán presentar ningún riesgo de seguridad cuando se realice una conexión con la polaridad equivocada.

Según el nivel de protección.

Tipo 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 equipos 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.

Clasificación de los equipos orientada a riesgo.

En los hospitales se realiza la diferenciación teniendo en cuenta el nivel de riesgo del equipamiento. El nivel riesgo depende primariamente de la función que realiza el equipo, como por ejemplo equipos que soportan la vida del paciente o equipos que monitorean al paciente cuando están en estado crítico.

Por ejemplo un equipo de alto riesgo puede requerir Mantenimiento preventivo limitados si el riesgo es asociado con un error del usuario. Sin embargo un equipo de bajo riesgo puede necesitar soporte en piezas, materiales y herramientas elevados si falla frecuentemente.

También el nivel de riesgo depende de la aplicación que se le da al equipo. Puede ser que un mismo tipo de equipo pueda ser usado en dos aplicaciones diferentes, por tanto su nivel de riesgo no es el mismo. Existe un método cualitativo para diferenciar el equipamiento.

Teniendo en cuenta tres niveles de riesgo:

• Riesgo Alto

Definiendo como equipos de alto riesgo a aquellos que sean para soporte de vida del paciente, los equipos de resucitación y aquellos que un fallo o error de su funcionamiento puedan causar serios daños a los pacientes (muerte) o al personal médico o paramédico.



Dentro de los cuales se podemos encontrar: Unidades de anestesia, Ventiladores de anestesia, Monitores de apnea (neonatal), Aspiradores (emergencia).

Unidades medidoras de presión sanguínea, desfibriladores (incluyendo monitor desfibrilador y monitor/desfibrilador/marcapaso).Capnómetros, Equipos de electrocirugía, Monitores Fetales, Equipos de Hemodiálisis, Analizadores y monitores de oxígeno, Monitores fisiológicos y Sistemas de monitoreo, Resucitadores (cardiacos), Ventiladores resucitadores (pulmonares).

- **Riesgo Medio**

Los equipos de medio riesgo son aquellos que un mal funcionamiento, fallo o ausencia de este pueden tener un significativo impacto sobre el cuidado del paciente, pero no provoca de forma inmediata daños severos al paciente. Aquí se incluyen equipos para el diagnóstico, equipamiento de laboratorio clínico y sistemas de Ultrasonido de Diagnóstico. Dentro de los cuales pueden existir: Analizadores de PH/ Gas en sangre, Equipos de medición de presión sanguínea (no invasivos), Centrífugas, Equipamiento de laboratorio Clínico, Electrocardiógrafos, Electroencefalógrafos, Endoscopios, Equipos de potenciales evocados, Transductores de presión (todos los tipos), Analizadores de funciones cardíacas, Reguladores (aire, oxígeno, succión[excepto los de tráqueas]), Sistemas de Ultrasonido de Diagnóstico, Balanzas, Calentadores, Liotriptores, Laparoscópicos.

- **Riesgo Bajo**

Los equipos de bajo riesgo son aquellos en los cuales un mal funcionamiento, fallo o accidente no causan serias consecuencias. Tal puede ser el caso de termómetros electrónicos para medir signos vitales, ultrasonidos terapéuticos, etc.



Dentro de los cuales están: Aspiradores (bajo volumen), Equipos de diatermia, Receptáculos eléctricos, Balanzas electrónicas (para propósitos generales), Termómetros Electrónicos, Sistemas de potencia aislados, Oftalmoscopios, Equipos de Ultrasonido Terapéutico, Reguladores (succión de bajo Volumen), Estimuladores (alto y bajo volumen), Microscopios quirúrgicos, Mesas quirúrgicas, Monitores de Temperatura, Nebulizadores Ultrasónicos.

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 tierra o conductor. En segundo lugar se toman medidas para reducir las corrientes de fuga por debajo de 10 μ A para disminuir el riesgo de microshock en el caso de que algún equipo perdiese la integridad de la tierra o puesta a tierra del equipo

DISEÑO METODOLOGICO: Tipo de Investigación

- a. Según el tiempo de recurrencia de los hechos de la información el estudio es prospectivo.
- b. Según el periodo y la secuencia del estudio este es transversal.
- c. Según el análisis y el alcance de los resultados es de carácter descriptivo ya que está destinado a determinar cómo es la situación actual en la aplicación de normas de seguridad eléctrica y la seguridad del paciente.



Área de estudio

Hospital Infantil Manuel de Jesús Rivera-La Mascota

Universo:

El universo está constituido por 110 trabajadores (60%) de las áreas: Quirófanos de Sala de Operaciones, Quirófanos de Cardiocirugía, Unidad de terapias intensivas I, II, III, Intensivo de Cardiocirugía y de Neonatología.

Tipo de muestreo:

No probabilístico (por conveniencia) correspondiente a 110 trabajadores.

Criterios de Inclusión:

Personal de enfermería, personal médico, personal técnico de las áreas de Mantenimiento y del Servicio de Tecnomedicina.

Criterio de exclusión:

Personal médico y de enfermería que labora en otras áreas que no tienen que ver con las áreas que nosotros realizamos el estudio.

Personal administrativo.

Personal de Intendencia.

Personal de seguridad.

Variables de estudio:

Normas de seguridad eléctrica existentes en las áreas de estudio.

Normas de seguridad eléctrica NFPA 99.

Normas de seguridad eléctrica existentes en Nicaragua.



DISEÑO DE INSTRUMENTO

El instrumento fue creado de acuerdo a los objetivos del estudio donde se abarcaron características sobre normas existentes en el país, normas que aplica el hospital en las áreas de estudio y las normas de seguridad eléctrica NFPA 99. El instrumento del estudio fue una entrevista que se aplicó en forma de preguntas cerradas y abierta sobre aspectos mencionados anteriormente y se realizó de forma individual, presentes únicamente el investigador y la persona encuestada.

EVALUACION DE NORMAS DE SEGURIDAD ELECTRICA EXISTENTES

Para determinar las normas de seguridad eléctrica existentes se tuvo en cuenta el entorno al paciente, las especificaciones del equipo biomédico a evaluar y los límites establecidos por la norma NTC 1340, NFPA 99 y NTC-IEC 60601-1. (Norma Técnica Colombiana NTC- El objetivo de este código es la salvaguardia de las personas y de los bienes contra los riesgos que pueden surgir por el uso de la electricidad. Este código contiene dispositivos que se consideran necesarias para la seguridad. El cumplimiento de la misma y el mantenimiento adecuado darán lugar a una instalación prácticamente libre de riesgos, pero no necesariamente eficiente, contiene, conveniente o adecuada para el buen servicio o para ampliaciones futuras en el uso de la electricidad. ” *NORMATIVA TECNICA COLOMBIANA NTC 1340 -1998-11-25*”, (p.2).



NTC 1340 ESTABLECE:

- Fijar las condiciones para evitar accidentes por contactos eléctricos directos e indirectos.
- Establecer las condiciones para prevenir incendios causados por electricidad.
- Fijar las condiciones para evitar quema de árboles causada por acercamiento a líneas de energía.
- Establecer las condiciones para evitar muerte de animales causada por cercas eléctricas.

NTC 60601:

Equipo eléctrico de no más de una conexión fuente de alimentación, destinado a diagnosticar, tratar o monitorear a pacientes bajo supervisión médica y que mantenga contacto físico o eléctrico con el paciente, y/o transferencia de energía hacia o desde el paciente, y/o detecte dicha energía transferida hacia o desde el paciente.

NFPA 99: Código para Instalaciones de Cuidado de la Salud Por ejemplo, NFPA 99 establece los requisitos de desempeño para sistemas eléctricos en instalaciones para el cuidado de la salud, y la mayor parte de esta información se repite en el NEC, que determina todos los requisitos de instalación. Con respecto a los sistemas eléctricos esenciales, los requisitos de desempeño específicos se describen en NFPA 99; se pueden encontrar los requisitos de instalación en el NEC.

Realizamos una investigación acerca de las normas de seguridad eléctrica para centros hospitalarios existentes en Nicaragua y encontramos que hasta esta fecha no existe ningún antecedente, ninguna norma o manual de normas de seguridad eléctrica para equipos médicos que haya estado en vigencia.



Encontramos las siguientes normas del Ministerio de Salud.

- ✓ **Norma 064:** Norma para el registro de los dispositivos médicos. Esta norma establece los formatos que deben de llenar los representantes de las Empresas fabricantes de dispositivos y equipos médicos.

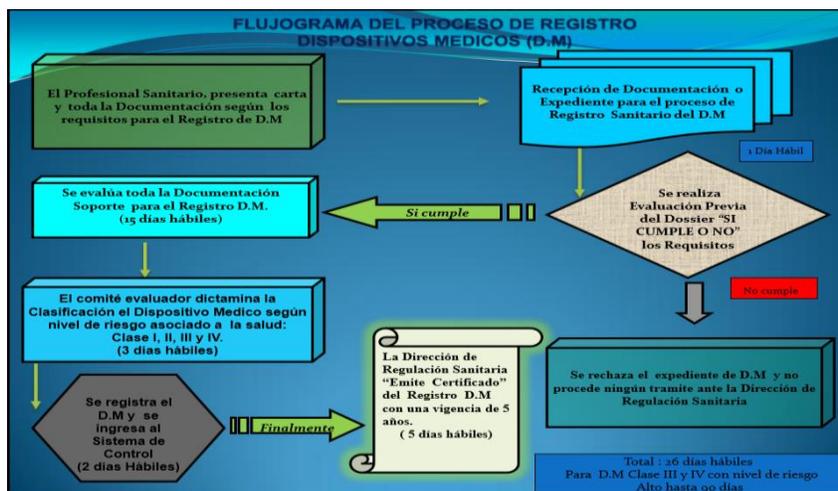


Figura 25 Flujo grama del proceso de registro (<http://www.minsa.gob.ni>, s.f.)

- ✓ **Norma 080.** Manual de habilitación de establecimiento proveedores de servicios de salud. Esta norma establece los parámetros de construcción en cuanto a infraestructura de clínicas o centros hospitalarios.
- ✓ Establece las normas de regulación del espacio de los cubículos, los limites para la construcción del edificio, los requerimientos necesarios que deben de llenar estos servicios prestadores de atención a la salud con los que serán aprobados para iniciar sus operaciones en nuestro país.



Realizamos una encuesta al personal que labora en este hospital para saber el grado de conocimiento acerca de las normas de seguridad eléctrica que se aplican en esta institución y para saber si tenían conocimiento de alguna norma de seguridad eléctrica y obtuvimos lo siguiente:

Universo: Trabajadores de las áreas de ruta crítica, personal de enfermería, personal médico, personal de apoyo y trabajadores del área técnica encargados en el mantenimiento de la infraestructura y en los equipos médicos de este centro hospitalario.

Cantidad de entrevistados: 110 personas, el 80% de los entrevistados contesto no tener conocimientos sobre normas de seguridad eléctrica que sean puesta en práctica en sus áreas de trabajo, del 20% de entrevistados restantes, 1% dijo tener un poco de conocimientos de algunas normas de seguridad eléctrica internacionales que se adoptaban para ponerlas en práctica en el área técnica encargada de los equipos médicos, 15% expreso tener conocimientos sobre otras normas que se ponen en práctica, pero no tienen que ver con seguridad eléctrica y un 4% expreso conocer sobre normas, pero para prevención de infecciones cruzadas entre pacientes.

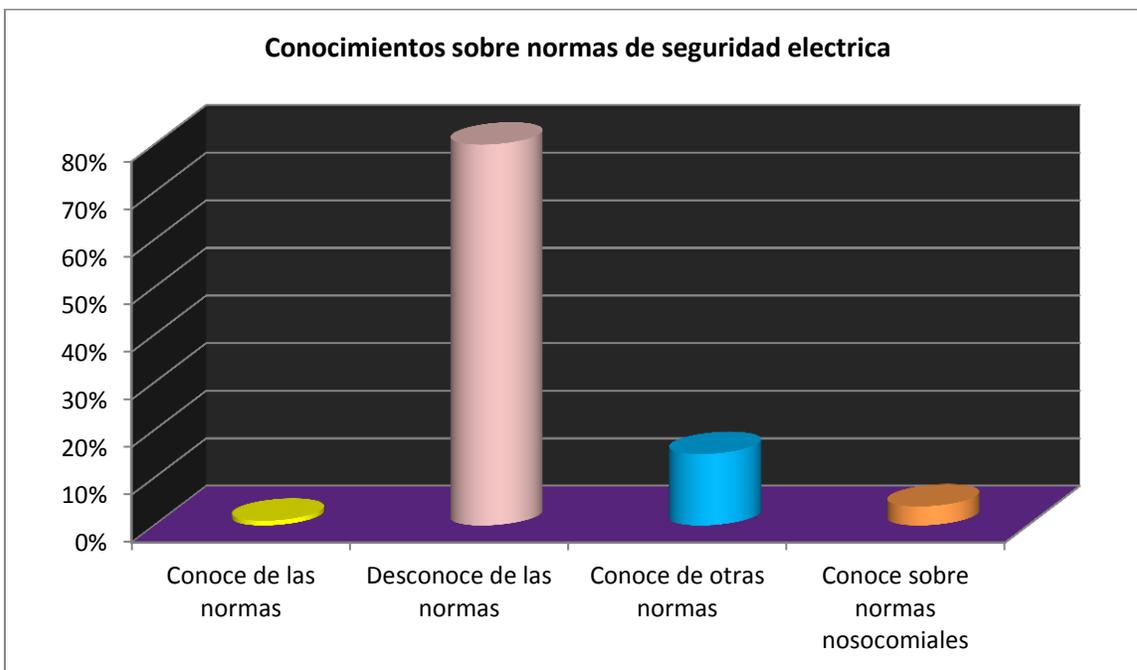


Figura 26. Gráfico de respuesta de encuesta de conocimientos sobre normas de seguridad eléctrica.

Realizamos entrevista al personal técnico encargado en el Mantenimiento de la infraestructura del hospital para conocer acerca de que norma de seguridad eléctrica había sido utilizada al momento de la construcción del hospital y nos explicaron que el hospital desde su fundación ha tenido varias remodelaciones, que la planta vieja que inicialmente fue construida fue realizada con Normas de Seguridad Eléctrica Americana y pudimos verificar por la codificación de colores utilizados en los cables de alimentación AC de los toma corrientes hembras empotrados en la pared, los cuales tienen la siguiente codificación:

Cable calibre 12 color rojo para la fase, cable calibre 12 color negro para el neutro o retorno, cable calibre 12 color verde para la tierra.



También nos expresaron los técnicos consultados, que durante el tiempo en que el hospital ha ido aumentando de volumen, han utilizado norma de seguridad eléctrica Europea y que inclusive se ha realizado una mezcla durante las instalaciones, en la cual no se ha seguido ninguna norma de seguridad eléctrica.

El área técnica encargada en la infraestructura no posee archivos sobre planos o información antigua sobre esto, debido a que los registros de la información eran guardados en manuscritos de manera informal.

La única información obtenida, fue suministrada por personal técnico que labora desde hace más de 20 años en las instalaciones del hospital. No poseen ninguna biblioteca física con este tipo de registro para consultar.

Realizamos búsqueda de información vía internet acerca de normas de seguridad eléctrica existentes en nuestro país y encontramos que la norma utilizada para instalaciones eléctricas es la siguiente:

RESOLUCION No. 006-2000

EL CONSEJO DE DIRECCION DEL INSTITUTO NICARAGUENSE DE ENERGIA

En uso de las facultades que le confiere su Ley Orgánica y La Ley de la Industria Eléctrica (Ley 272)

APROBADAS SEGÚN RESOLUCIONES: No 12-2001 y No18-2001

Regulada por el Instituto Nicaragüense de Energía, la presente Normativa se establecen los procedimientos y criterios aplicables en las relaciones entre la Empresa de Distribución de energía eléctrica y sus clientes o consumidores de energía eléctrica, referidas a la función de distribución y de comercialización.



Esta Normativa está de acuerdo con los criterios y disposiciones establecidas en la Ley de la Industria Eléctrica (Ley No 272), que en adelante se denominará la Ley y en su Reglamento, aprobado por Decreto No. 42-98 y publicado en La Gaceta del día 23 de junio de 1998, así como en sus actualizaciones y revisiones. Normativa para el suministro de energía.

Fuente: Normativa del servicio eléctrico (<http://legislacion.asamblea.gob.ni/>, s.f.)

- **Normativas del cuerpo de bomberos NTON 22 002-09.** Aprobada el 03 de Febrero del 2010 Publicada en La Gaceta No. 102 del 03 de Junio del 2011.
- **NTON 22 002-09 Norma Técnica Obligatoria Nicaragüense Instalaciones de Protección Contra Incendios**
- Aplica a todos los sistemas, aparatos y equipos destinados a la protección contra incendios y a las personas que realizan actividades de diseño, fabricación, importación, instalación, inspección, pruebas y mantenimiento de los sistemas, aparatos y equipos de protección contra incendios. Basadas en las normas Internacionales de la NFPA. **Fuente: <http://legislacion.asamblea.gob.ni/>.**

Durante la visita que realizamos a las áreas para nuestro estudio encontramos lo siguiente:

- Inspección visual de las áreas: Quirófanos de Sala de Operaciones, Quirófanos de Cardiocirugía, Unidad de terapias intensivas I, II, III, Intensivo de Cardiocirugía y de Neonatología.

Toma corriente hembra empotrado de tipo residencial no grado médico, especificaciones técnicas 125v, 15A (del tipo corriente).



Ver figura toma corriente hembra.

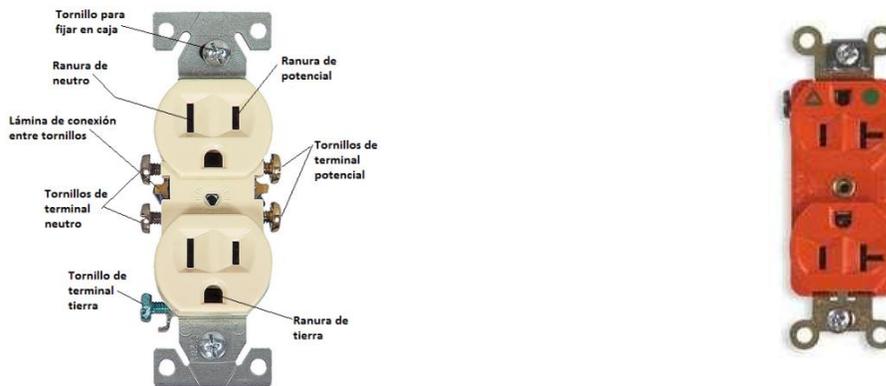


Ilustración1 toma corriente a utilizar.

Según Norma de seguridad eléctrica de la NFPA 99, el tipo de toma corriente a utilizar debe de ser grado médico. Especificaciones técnicas 125v, 20A, que soporte golpes de presión y clavijas grandes que no abran los contactos del toma corriente.

Los enchufes y tomacorrientes para conectar equipos médicos de 250 voltios, 50 y 60 amperios C.A., deberán ser diseñados de tal forma que el tomacorriente de 60 amperios acepte un enchufe con capacidad de 50 a 60 amperios. Los tomacorrientes de 50 amperios no deben aceptar enchufes de 60 amperios. Los enchufes deben ser del tipo 2 polos, 3 hilos con un tercer contacto que conecte el conductor aislado de puesta a tierra del equipo (verde o verde con bandas amarillas), en el sistema eléctrico.

Procesamiento y análisis de los datos. (<http://seguridadelectricahospitalaria.blogspot.com>, s.f.)P

Una vez recolectada la información se procesarán los datos en Excel, los cuales serán analizados de acuerdo a cada variable incluido en el estudio, con el fin de realizar la asociación de variables de acuerdo a los objetivos planteados en cuadros estadísticos y gráficas.



PROCEDIMIENTO

Autorización

Previo al inicio de la investigación se solicitó un permiso al director del hospital Infantil Manuel de Jesús Rivera-La Mascota, llevando una carta firmada por el director de la facultad de electrónica.

Área de Estudio.

El hospital Infantil Manuel de Jesús Rivera-La Mascota, ubicado de los semáforos de la Mascota 3 cuadras al sur. Barrio Ariel Darce Managua, Nicaragua.

Tiempo.

La realización del estudio se inició en el mes de octubre. Se sometió al comité de investigación para la aprobación del tema, cuya finalización será en el mes de febrero ver en anexo.

Pruebas de seguridad eléctrica.

Para realizar las pruebas de seguridad eléctrica se utilizó el multímetro digital comercial con el cual se hicieron las mediciones al entorno eléctrico del paciente. El registro de la información en los formatos facilita la comparación con los valores establecidos por la norma agilizando el trabajo y sirviendo como herramienta en el diagnóstico.



Medición de tierra del entorno donde están instalados los equipos.

Realizamos medición con un multímetro comercial, situando punta color roja en línea de los tomas corrientes y la punta de color negra en el punto de tierra, encontrando un valor entre 110 y 120v, luego colocamos la punta de color rojo del multímetro en el punto neutro del toma corriente y la punta de color negra en el punto neutro, encontrando una medición entre 0.1v, 0.2v, a 0.5v, no excediendo el valor de 0.5v, menor que 1v, lo cual certifica que el tierra en esa parte del edificio está correcto.

OPERACIONALIZACION DE VARIABLES

Objetivo 1: Conocer las normas de seguridad eléctrica utilizadas en el Hospital Infantil Manuel de Jesús Rivera– La Mascota.

Objetivo 2: Comparar las normas de seguridad eléctrica que se utilizan en el hospital Infantil Manuel de Jesús Rivera-La Mascota en con las normas NFPA 99, para el uso en equipos médicos en las áreas de estudio.

Objetivo3. Proponer un manual de seguridad eléctrica para los equipos médicos existentes en el Hospital Infantil Manuel de Jesús Rivera que sirva como guía, tomando como base las normativas Internacionales NFPA 99 para equipos médicos.



CONCLUSIONES:

A partir de los análisis y resultados anteriormente expuestos y al finalizar nuestro proyecto de propuesta - un manual de seguridad eléctrica, concluimos:

Al no existir en el hospital un manual de seguridad eléctrica la propuesta del manual vendría a garantizar la seguridad al paciente, usuario y equipo, este manual fortalecería el sistema de seguridad eléctrica en el hospital en las áreas antes mencionadas. No se hizo comparación con ningún manual del hospital ya que no existe normas de seguridad en el mismo, por lo tanto las normas NFPA serían aplicables es por ello que proponemos un manual basado en la NFPA 99. Se comparó el sistema eléctrico de hace 12 años con el existente pero se desconoce la constructora y que norma se utilizó.

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.

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.

El diseño del manual de procedimientos para la evaluación de la seguridad eléctrica de equipos y el entorno del paciente, fácil de entender, práctico y conciso para que sirva de herramienta de trabajo para que el personal técnico realice periódicamente el proceso de seguridad eléctrica como inspección y mantenimiento preventivo.



Bibliografía

(s.f.).

(s.f.).

(s.f.).

clinica, R. 1. (s.f.).

Electrica, N. S. (s.f.).

Electromedicos, R. E. (s.f.).

Electromedicos, R. E. (s.f.).

faradayos.blogspot.com. (s.f.).

faradayos.blogspot.com. (s.f.).

faradays.blogspot.com. (s.f.).

Fernandez, (. B. (s.f.).

Hospitalarias, S. B. (s.f.).

[http://.promelsa.com.pe/producto.asp?id_producto=32383130383035322020&comefrom=L&saldos=Varilla.](http://.promelsa.com.pe/producto.asp?id_producto=32383130383035322020&comefrom=L&saldos=Varilla) (s.f.).

[http://gama.fine.uani.mx~omezapro/SE/8.pdf.](http://gama.fine.uani.mx~omezapro/SE/8.pdf) (s.f.).

[http://legislacion.asamblea.gob.ni/.](http://legislacion.asamblea.gob.ni/) (s.f.).

[http://legislacion.asamblea.gob.ni/.](http://legislacion.asamblea.gob.ni/) (s.f.).

[http://legislacion.asamblea.ni/.](http://legislacion.asamblea.ni/) (s.f.).

[http://prof.usb.ve/mmlozano/DOC/PAT-I.pdf.](http://prof.usb.ve/mmlozano/DOC/PAT-I.pdf) (s.f.).

[http://prof.usb.ve/mmlozano/DOCS/PAT-I.pdf.](http://prof.usb.ve/mmlozano/DOCS/PAT-I.pdf) (s.f.).

[http://seguridadelectricahospitalaria.blogspot.com.](http://seguridadelectricahospitalaria.blogspot.com) (s.f.).

[http://seguridadelectricahospitalaria.blogspot.com.](http://seguridadelectricahospitalaria.blogspot.com) (s.f.).



<http://seguridadelectricahospitalaria.blogspot.com>. (s.f.).

<http://www.bvindicopi.gob.pe/normas/iec60898-1.pdf>. (s.f.).

http://www.codensa.com.co/documentos/6_26_2007_2_48_23_PM_AE%20280.pdf. (s.f.).

http://www.codensa.com.co/documentos/6_26_2007_2_48_23_PM_AE%20280.pdf. (s.f.).

http://www.codensa.com.co/documentos/6_26_2007_2_48_23_PM_AE%20280.pdf. (s.f.).

http://www.codensa.com.co/documentos/6_26_2007_2_48_23_PM_AE%20280.pdf. (s.f.).

http://www.coitiab.es/raglamentos=electricidad/itc_bt-18.htm. (s.f.).

http://www.coitiab.es/reglamentos/electricidad/reglamentos/itc_bt/itc-bt18.htm. (s.f.).

http://www.coitiab.es/reglamentos/electricidad/reglamentos/itc_bt/itc-bt18.htm. (s.f.).

http://www.electricidadbasica.net/imageneselec/tierra_fisica.gif. (s.f.).

<http://www.interapunte.com.ar/interapunte/varapunte.asp?numero=91&napunte=21>. (s.f.).

<http://www.interapunte.com.ar/Interapunte/verapunte.asp?numero=91&napunte=21>. (s.f.).

<http://www.minsa.gob.ni>. (s.f.).

<http://www.minsa.gob.ni>. (s.f.).

<http://www.ruelsa.com/notas/tierras/pe30.html>. (s.f.).

<http://wwwfaradayos.blogspot.com>. (s.f.).

<http://>. (s.f.).

<http://www.interapunte.com.ar/Interapunte/varapunte.asp?numero=91&napunte=21>. (s.f.).

<https://minminas.gov.co/retie>. (s.f.).

https://sertec1.sslpowered.com.py/telergia/telergia/informaciones/puesta_tierra_seguridad_electrical.html. (s.f.).

<https://www.minminas.co/retie>. (s.f.).

<https://www.minminas.gov.co/retie>. (s.f.).



Instrumentation, W. M. (s.f.).

Instrumentation, W. M. (s.f.).

J, W. I. (s.f.).

J, W. I. (s.f.).

L, C. I. (s.f.).

L, C. I. (s.f.).

Medical, W. I. (s.f.).

Navarro(España) Seguridad Electrica. (s.f.).

Rodriguez, 1. I. (s.f.).

Rodriguez, E. (s.f.).

Rodriguez, E. E. (s.f.).

Rodriguez, E. o. (s.f.). <http://docslide.us/documents/ntc1340>.

Rodriguez, E. y. (s.f.).



ANEXOS

10.-ANEXOS:

EQUIPOS EN TERAPIA INTENSIVA.

MONITORES:

Permite capturar automáticamente un juego completo de signos vitales en menos de un minuto y enviarlos directamente a su registro médico electrónico. La ventaja es una menor cantidad de errores y más tiempo para dedicarlo al paciente.

- Diseñado especialmente para el entorno del consultorio médico, es muy fácil de usar y tiene una pantalla táctil muy clara
- Diagnósticos más precisos de hipertensión sin hacer más lento su flujo de trabajo, gracias al promedio de presión sanguínea automático
- Funciones mejoradas para la evaluación de problemas respiratorios como enfermedades pulmonares obstructivas crónicas, asma y neumonía adquirida en la comunidad, gracias al oxímetro integrado profesional de pulso
- Incrementa la eficiencia del personal y elimina los errores en la anotación de los datos gracias a su transmisión inalámbrica de los signos vitales directamente a su registro médico electrónico
- Disponible con configuraciones Bluetooth y wi-fi.

BOMBAS DE INFUSION: Una bomba de infusión es un dispositivo electrónico capaz de suministrar, mediante su programación y de manera controlada, una determinada sustancia por vía intravenosa a pacientes que por su condición así lo requieran. Las bombas proporcionan mayor exactitud y seguridad en la infusión de fármacos que los métodos tradicionales del control del flujo.



DESFIBRILADOR: es un aparato electrónico portátil (producto sanitario) que diagnostica y trata la parada cardiorrespiratoria cuando es debida a la fibrilación ventricular (en que el corazón tiene actividad eléctrica pero sin efectividad mecánica) o a una taquicardia ventricular sin pulso (en que hay actividad eléctrica y en este caso el bombeo sanguíneo es ineficaz), restableciendo un ritmo cardíaco efectivo eléctrica y mecánicamente. La desfibrilación consiste en emitir un impulso de corriente continua al corazón, despolarizando simultáneamente todas las células miocárdicas, pudiendo retomar su ritmo eléctrico normal u otro eficaz. La fibrilación ventricular es la causa más frecuente de muerte súbita.

VENTILADOR: Como respirador artificial o ventilador médico se puede definir cualquier máquina diseñada para mover aire hacia dentro y fuera de los pulmones, con el fin de suplir el mecanismo de la respiración de un paciente que físicamente no puede respirar o respira insuficientemente.

MARCA PASOS: Es un dispositivo electrónico diseñado para producir impulsos eléctricos con el objeto de estimular el corazón cuando falla la estimulación fisiológica o normal. Estos impulsos, una vez generados, necesitan de un cable conductor (o electro catéter) que se interponga entre ellos para alcanzar su objetivo. De esta forma, un sistema de estimulación cardiaca consta de un generador de impulsos eléctricos (o marcapasos propiamente dicho) y de un cable.

GASOMETRO: La gasometría arterial es una técnica de monitorización respiratoria invasiva que permite, en una muestra de sangre arterial, determinar el pH y las presiones parciales de oxígeno y dióxido de carbono.

RAYOS X PORTATIL: Son una forma de radiación electromagnética. Es una radiación más energética que las ondas de radio, las microondas o la radiación ultravioleta y menos energéticas que los rayos gamma. La longitud de onda de los rayos-X es de entre 0,1 y 10 nanómetros.



ULTRASONIDO PORTATIL: son ondas mecánicas producidas por mandriles, es decir no ionizantes, cuya frecuencia está por encima del umbral de audición del oído humano (aproximadamente 20 000 Hz).

GLUCOMETRO: es un instrumento de medida que se utiliza para obtener la concentración de glucosa en sangre (glucemia), de forma instantánea, en el domicilio del enfermo diabético, sin necesidad de tener que ir a un centro especializado, En un entorno hospitalario, el test de rutina de hiperglucemia provocada es de dos horas y normalmente el paciente ingiere una cantidad de unos 75 g. de glucosa. La glucosa en sangre entonces se supervisa y los resultados se comparan con valores de referencia.

SET DE LAGOSCOPIORIN: La laringoscopia es una técnica por la cual un laringoscopio rígido es dirigido a través de la boca hacia la laringe, el médico examina la laringe con un espejo o un laringoscopio (un tubo delgado con iluminación).Consta de un Mango, Una Luz y una Hoja suave.

Todos estos equipos se encuentran en terapia intensiva, pero en terapias neonatales adicionales a los antes mencionados se suman los siguientes:

INCUBADORAS: Una incubadora para bebés prematuros o neonatos es un equipo fundamental de una unidad de tratamiento intensivo neonatal. Consiste en una cámara cerrada de material transparente que incluye una acolchado esterilizado para acostar al bebé, con calefacción por convección, filtro de aires exterior, ventanas para manipular al paciente, y diversos y sofisticados sistemas de monitoreo que incluyen control de peso, respiración, cardíaco y de actividad cerebral.



CUNA TERMICA: Las cunas térmicas son unidades diseñadas para proporcionar calor radiante a los neonatos, con el fin de que

Puedan mantener una temperatura corporal de 36° a 37° C.

En este tipo de cuna la transferencia de calor se lleva a cabo principalmente por radiación, es decir, la fuente de energía calorífica se encuentra separada del receptor de calor y éste (el calor) viaja por el aire en forma de Ondas electromagnéticas.

LAMPARAS DE FOTOTERAPIA: es una técnica empleada en la unidad de neonatología para disminuir los niveles de bilirrubina en el recién nacido y para la cual la enfermera responsable debe de conocer los cuidados que debe prestar al recién nacido sometido a ella así como las posibles contraindicaciones y complicaciones derivadas de la misma.



TABLAS

OPERACIONALIZACION DE VARIABLES

Cuadro 2. Valores admisibles de corrientes de fuga permanentes

Corrientes de fuga	Tipo B		Tipo BF		Tipo CF		Unidades
	c.n	c.p.d	c.n	c.p.d	c.n	c.p.d	
Corrientes de fuga a tierra	0.5	1	0.5	1	0.5	1	mA
Corrientes de fuga a carcasa	0.1	0.5	0.1	0.5	0.1	0.5	mA
Corrientes de fuga a paciente	0.1	0.5	0.1	0.5	0.01	0.05	mA

Fuente NTC - IEC 60601-1 part 1: General requirements for basic safety and essential performance, 2005. p 57

La medición de la corriente de fuga de la carcasa de los equipos de Clase I se deberá realizar solamente: a tierra desde cada parte si existe de la carcasa no conectada a una toma de tierra de protección y entre partes de la carcasa no conectadas a una toma de tierra de protección, si es que existen.

Objetivo 1: Conocer las normas de seguridad eléctrica utilizadas en el Hospital Infantil

Manuel de Jesús Rivera– La Mascota

Objetivo 2: Comparar las normas de seguridad eléctrica que se utilizan en el hospital Infantil Manuel de Jesús Rivera-La Mascota en con las normas NFPA 99, para el uso en equipos médicos en las áreas de estudio.

Objetivo 3: Proponer un Manual de Normas de seguridad Eléctrica para equipos médicos existentes en el Hospital Manuel de Jesús Rivera que sirva como guía tomando como base las normativas Internacionales NFPA99 para equipos médicos.



Cardiología UTI



UTI de Cardiología



(Unidad de Cuidados Intensivos Neonatal.)UTIN





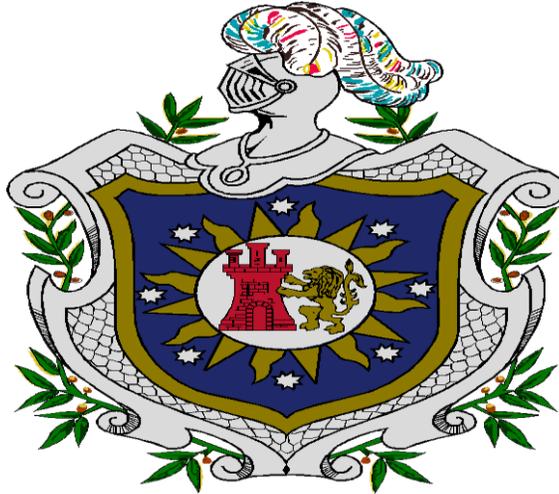








PROPUESTA DE UN MANUAL DE NORMAS DE SEGURIDAD
ELÉCTRICA, BASADAS EN LA NFPA 99, EN EL HOSPITAL
INFANTIL MANUEL DE JESUS RIVERA LA MASCOTA, PARA EL
USO Y MANEJO DE EQUIPOS MÉDICOS.



FACULTAD DE INGENIERIA ELECTRONICA

UNIVERSIDAD NACIONAL

AUTONOMA DE NICARAGUA

UNAN -MANAGUA

BR. MARÍA AUXILIADORA PALMA PERALTA.

BR. MARTHA NOHEMI LEZAMA MURILLO.

Managua, Enero 2016.

NORMAS DE SEGURIDAD ELECTRICA BASADAS EN LA NFPA 99.



Contenido

<u>PROPUESTA DE UN MANUAL DE NORMAS DE SEGURIDAD ELÉCTRICA, BASADAS EN LA NFPA 99, EN EL HOSPITAL INFANTIL MANUEL DE JESUS RIVERA LA MASCOTA, PARA EL USO Y MANEJO DE EQUIPOS MÉDICOS,</u>	1
<u>NORMAS DE SEGURIDAD ELECTRICA BASADAS EN LA NFPA 99.</u>	2
<u>PREVENCION ELECTRICA</u>	5
<u>INSTALACIONES ELECTRICAS</u>	5
<u>DEFINICIONES</u>	5
<u>TIPOS DE ELECTRICIDAD</u>	6
<u>NIVELES DE TENSIÓN</u>	6
<u>Intensidad de corriente:</u>	6
<u>Diferencia de potencial</u>	6
<u>Resistencia eléctrica</u>	6
<u>PRINCIPALES PELIGRO DE LA ELECTRICIDAD</u>	7
❖ <u>(Instrumentación y Medidas Biomédicas, L. Cromwell, 1980; Medical Instrumentation, J. Webster,1992, s.f.) Trayectoria de la corriente en el cuerpo.</u>	7
<u>Entorno Eléctrico del Paciente.</u>	18
<u>Sistemas de Alimentación de Emergencia</u>	20
<u>Transformadores de Aislamiento.</u>	21
<u>EQUIPO ANALIZADOR DE SEGURIDAD ELÉCTRICA</u>	21
<u>Tipos de precauciones y límites en el diseño de equipos</u>	23

Iniciamos nuestro manual aplicando un orden a seguir que sea fácil de manejar y utilizar por el usuario:

PREVENCION ELECTRICA

INSTALACIONES ELECTRICAS:

Las instalaciones y equipos eléctricos de los establecimientos, deberán cumplir con las prescripciones necesarias para evitar riesgos a personas o cosas.

Los materiales y equipos que se utilicen en las instalaciones eléctricas, cumplirán con las exigencias de las normas técnicas correspondientes.

Los trabajos de mantenimiento serán efectuados exclusivamente por personal capacitado, debidamente autorizado para su ejecución.

Los establecimientos efectuarán el mantenimiento de las instalaciones y verificarán las mismas periódicamente en base a sus respectivos programas, confeccionados de acuerdo a normas de seguridad, registrando debidamente sus resultados.

DEFINICIONES

ELECTRICIDAD:

Es un agente físico presente en todo tipo de materia que bajo ciertas condiciones especiales se manifiesta como una diferencia de potencial entre dos puntos de dicha materia.

TIPOS DE ELECTRICIDAD

Corriente continua: Tensión, intensidad de corriente y resistencia no varían.

Corriente alterna: Tensión y corriente varían en forma periódica a lo largo del tiempo.

Corriente alterna monofásica: 220V; 50 Hz.

Corriente alterna trifásica: 380V; 50 Hz.

NIVELES DE TENSIÓN

Muy baja tensión (MBT): Corresponde a las tensiones hasta 50 V. en corriente continua o iguales valores eficaces entre fases en corriente alterna.

Baja tensión (BT): Corresponde a tensiones por encima de 50 V., y hasta 1000 V, en corriente continua o iguales valores eficaces entre fases en corriente alterna.

Media tensión (MT): Corresponde a tensiones por encima de 1000 V. y hasta 33000 V. inclusive.

Alta tensión (AT): Corresponde a tensiones por encima de 33000 V.

Tensión de seguridad: En los ambientes secos y húmedos se considerará como tensión de seguridad hasta 24 V. respecto a tierra.

Intensidad de corriente:

Es el desplazamiento de cargas eléctricas negativas (electrón), en un conductor en la unidad de tiempo (unidad Ampere).

Diferencia de potencial:

Es la diferencia de nivel eléctrico entre dos puntos de un circuito (unidad Volt).

Resistencia eléctrica:

Es la dificultad al paso de la corriente eléctrica en un circuito/ conductor (unidad Ohm).

PRINCIPALES PELIGRO DE LA ELECTRICIDAD

- No es perceptible por los sentidos del humano.
- No tiene olor, solo es detectada cuando en un corto circuito se descompone el aire apareciendo Ozono.
- No es detectado por la vista.
- No se detecta al gusto ni al oído.

Al tacto puede ser mortal si no se está debidamente aislado. El cuerpo humano actúa como circuito entre dos puntos de diferente potencial. No es la tensión la que provoca los efectos fisiológicos sino la corriente que atraviesa el cuerpo humano.

Los efectos que pueden producir los accidentes de origen eléctrico dependen:

- ❖ Intensidad de la corriente.
- ❖ Resistencia eléctrica del cuerpo humano.
- ❖ Tensión de la corriente.
- ❖ Frecuencia y forma del accidente.
- ❖ Tiempo de contacto.
- ❖ (Instrumentación y Medidas Biomédicas, L. Cromwell, 1980; Medical Instrumentation, J. Webster, 1992, s.f.) Trayectoria de la corriente en el cuerpo.

Todo accidente eléctrico tiene origen en un defecto de aislamiento y la persona se transforma en una vía de descarga a tierra.

2Cualquier lesión debida a la electricidad es potencialmente grave, tanto si se ha producido por alta tensión como por la tensión doméstica de 220 voltios.

El cuerpo actúa como intermediario entre el conductor eléctrico y la tierra, pasando la corriente por todos los tejidos y causando las lesiones a los mismos, pudiendo llegar a ocasionar la muerte por paro cardiorrespiratorio.

El shock que produce en el individuo la corriente eléctrica, que entra y sale del cuerpo, puede derribarlo, provocarle la pérdida de conciencia o incluso cortar la respiración e interrumpir los latidos cardíacos.

La electricidad se extiende a todos los tejidos del cuerpo y llega a causar daños profundos y generalizados, aun cuando exteriormente la piel no muestre más que una pequeña señal en el punto de contacto con la corriente.

Si la electrocución se da por baja tensión (110-220 volts) es necesario que la víctima toque al conductor para que se genere el daño, por el contrario, si es de alta tensión (más de 1000 volts), no es necesario el contacto directo, ya que antes de que llegue a tocarlo, salta espontáneamente un arco eléctrico y se produce la electrocución (Por ej. En tubos de imagen presentes en televisores, monitores de PC, carteles luminosos, luces de neón, todos esto a su vez pueden mantener tensiones entre los 4000 y 17000 volts, aun luego de desconectados).

RIESGO ELECTRICO DISTANCIAS DE SEGURIDAD	
Las separaciones mínimas, medidas entre cualquier punto con tensión y la parte más próxima del cuerpo del operario o de las herramientas no aisladas por él utilizadas en la situación más desfavorable que pudiera producirse, serán las siguientes:	
Nivel de tension	Distancia minima
0 a 50 V	ninguna
más de 50 V. Hasta 1 KV.	0,80 m
más de 1 KV. hasta 33 KV.	0,80 m (1)
más de 33 KV. hasta 66 KV.	0,90 m
más de 66 KV. hasta 132 KV.	1,50 m (2)
más de 132 KV. hasta 150 KV.	1,65 m (2)
más de 150 KV. hasta 220 KV.	2,10 m (2)
más de 220 KV. hasta 330 KV.	2,90 m (2)
más de 330 KV. hasta 500 KV.	3,60 m (2)
1) Estas distancias pueden reducirse a 0,60 m, por colocación sobre los objetos con tensión de pantallas aislantes de adecuado nivel de aislación y cuando no existan rejillas metálicas conectadas a tierra que se interpongan entre el elemento con tensión y los operarios.	
(2) Para trabajos a distancia, no se tendrá en cuenta para trabajos a potencial.	

Tabla 1 distancia de seguridad.(Instrumentación y Medidas Biomédicas, L. Cromwell, 1980; Medical Instrumentation, J. Webster,1992, s.f.)

(1) Estas distancias pueden reducirse a 0,60 m, por colocación sobre los objetos con tensión de pantallas aislantes de adecuado nivel de aislación y cuando no existan rejillas metálicas conectadas a tierra que se interpongan entre el elemento con tensión y los operarios.

(2) Para trabajos a distancia, no se tendrá en cuenta para trabajos a potencial.

Según el reglamento técnico de instalaciones eléctricas – RETIE, capítulo 2 artículo 17 numeral 5.2 indica que los receptáculos con suministro aislado para conexión a equipo sensible no conectados a pacientes, deben identificarse con un triángulo de color naranja. En los baños se instalará al menos un receptáculo doble adyacente al lavamanos. No se deben instalar a 0.2 m del piso debido a la humedad. Las cajas para los receptáculos deben colocarse horizontalmente, cuando son rectangulares según la NTC-2050 (código eléctrico colombiano) – ICONTEC – 1998.

Otro aspecto importante para mencionar, son los requisitos que se deben tener en cuenta para el uso adecuado de los receptáculos. Los requisitos que deben cumplir las instituciones prestadoras de servicios de salud, según el reglamento técnico de instalaciones eléctricas

En las unidades de cuidados intensivos y quirófanos se requieren sistemas de alimentación de emergencia. En cumplimiento de las disposiciones del Ministerio de la Protección Social debe instalarse una fuente alterna de suministro de energía eléctrica que entre en operación dentro de los 10 s siguientes al corte de energía del sistema normal.

Además, debe proveerse un sistema de transferencia automático con interruptor de conmutador de red (by pass) que permita, en caso de falla, la conmutación de la carga eléctrica al sistema normal.

En las áreas médicas críticas, donde la continuidad del servicio de energía es esencial para la seguridad de la vida, debe instalarse un sistema ininterrumpido de potencia (UPS) en línea para los equipos eléctricos de asistencia vital, de control de gases medicinales y de comunicaciones.

Debe proveerse un sistema de potencia aislado no referido a tierra (denominado IT) en áreas médicas críticas. El sistema de potencia aislado debe incluir un transformador de aislamiento, de muy bajas corrientes de fuga (μA), un monitor de aislamiento de línea para 5 mA y los conductores de circuitos no conectados a tierra, todas las partes deben ser completamente compatibles y deben ser certificadas según normas específicas para la aplicación de los sistemas de distribución aislados en centros de atención médica, tales como la IEC 60364-7-7 10 o la UL1047, la NFPA No 99.

Con el fin de prevenir que la electricidad estática produzca chispas que generen explosión, en las áreas médicas donde se utilicen gases anestésicos inflamables y en las cámaras hiperbáricas (donde aplique) debe instalarse un piso conductor. Los equipos eléctricos no podrán fijarse a menos de 1,53 m sobre el piso terminado (a no ser que sean a prueba de explosión), esto igualmente aplica para los receptáculos y el personal médico debe usar zapatos conductivos.

Para eliminar la electricidad estática en los centros de atención médica, debe cumplirse lo siguiente: mantener un potencial eléctrico constante en el piso de los quirófanos y adyacentes por medio de pisos conductivos, el personal médico que usa el quirófano debe llevar calzado conductor, el equipo a usarse en ambientes que utilicen gases anestésicos inflamables debe tener las carcasas y ruedas de material conductor. Los camisones de los pacientes deben ser de material antiestático. Los receptáculos que alimenten áreas de pacientes generales o críticos deben diseñarse para alimentar el máximo número de equipos que necesiten operar simultáneamente y deben derivarse desde al menos dos diferentes fuentes de energía o desde la fuente de energía de suplencia (planta de emergencia) mediante dos transferencias automáticas.

Dichos receptáculos deben ser dobles con polo a tierra del tipo grado hospitalario. En áreas de pacientes generales debe instalarse un mínimo de cuatro receptáculos y en áreas de pacientes críticos un mínimo de seis receptáculos, todos sean aterrados mediante un cable (verde) aislado de cobre.

En salas de cirugía o en áreas de cuidados críticos, no se podrán utilizar extensiones eléctricas.

Todos los receptáculos del sistema de emergencia deben ser de color rojo y estar plenamente identificados con el número del circuito derivado y el nombre del tablero de distribución correspondiente.

De acuerdo a lo establecido por la norma NFPA99 se debe cumplir lo siguiente:

Según el numeral 4.3.2.2.7.1, el polo de tierra de cada receptáculo debe ser altamente confiable capaz de mantener baja resistencia con su conector de acoplamiento.

Según el numeral 4.3.3 (Criterios de Desempeño y Pruebas) la eficacia del sistema de tierra se determinará mediante las mediciones de tensión y las mediciones de impedancia. Las mediciones de tensión y de impedancia se hacen con una exactitud de $\pm 20\%$. La medición de impedancia será la relación entre la tensión desarrollada (o de 60 Hz o DC) entre el punto bajo prueba y el punto de referencia a la corriente aplicada entre estos dos puntos.

Las mediciones de tensión se harán con un instrumento que tiene una resistencia de entrada de $1000\ \Omega \pm 10\%$ en la frecuencia de 1000 Hz o menos. La tensión entre neutro y tierra no deberá exceder de 0.5 V, para nuevas construcciones no debe exceder de 0.02 V. La impedancia entre neutro y tierra no deberá exceder de $0.2\ \Omega$. La tensión entre los terminales de tierra equipotencial o entre cualquier superficie conductora y tierra, en áreas de cuidados generales no debe exceder de 0.5 V y en áreas de cuidados intensivos no debe exceder de 0.04 V.

En las áreas de cuidado del paciente se deben comprobar la integridad física de cada receptáculo por medio de una inspección visual. La continuidad del circuito que pone a tierra a cada receptáculo debe ser verificada. En los receptáculos debe comprobarse que exista la tensión de línea adecuada. La mínima fuerza mecánica para poder retirar una conexión individual en cualquiera de las tres salidas de un receptáculo debe ser mayor a 115 g lo cual es equivalente a 1.127 N.

La norma NTC 1340 establece que la tensión entre fase – neutro, fase – tierra debe ser 120 (+5 -10 %) V. Ello se indica en el cuadro siguiente.

Con respecto al equipo biomédico, para proporcionar la seguridad eléctrica, se debe tener en cuenta las propiedades de dicho equipo, las condiciones que lo rodean y su manejo adecuado. La forma de garantizar estas condiciones, es con la aplicación de las normas y patrones internacionalmente establecidos que resumen de manera práctica, la experiencia acumulada en el diseño de equipos biomédicos.

Según las normas de la Comisión Electrotécnica Internacional (IEC 60601-1), los equipos biomédicos se pueden clasificar según la protección utilizada y el nivel de protección, de la siguiente manera:

Según el tipo de protección contra descargas eléctricas:

Clase I: Son aquellos equipos en los cuales la protección no solo se obtiene con el aislamiento básico sino que se incluirán precauciones auxiliares, de manera que se disponga de una conexión de las partes conductoras accesible al conductor de tierra de forma permanente, para que en caso de que exista fallo de aislamiento y exista un sobre voltaje, entren a jugar los órganos de protección separando o aislando el equipo de la fuente principal 2.

Clase II: Son aquellos equipos en los que la protección no solo recae sobre el aislamiento básico, sino que se dispone de un doble aislamiento o se refuerza el aislamiento, no existiendo nada previsto para una puesta a tierra de seguridad.

Según el grado de protección contra descargas eléctricas:

Equipos B: Son aquellas clase I, II, o con alimentación interna que tienen previsto un adecuado grado de protección contra corriente de fuga y fiabilidad de la conexión de tierra, de clasifican en este grupo todos aquellos equipos de uso médico que no que no tengan una parte directamente aplicada al paciente, permitiéndose valores del orden de 0,1 mA de corriente de fuga condiciones normales de explotación y de hasta 0,5 mA en la condición de simple falla. Se emplean en aplicaciones con contactos externo o interno que no incluya al corazón.

Equipos BF: son aquel tipo B con la entrada o parte aplicada al paciente, flotante eléctricamente, permitiéndose niveles de corrientes idénticos a los del tipo B. Se emplean en aplicaciones con contacto externo o interno que no incluya al corazón.

Equipo CF: Son aquellas clases I o II con alimentación interna que permiten un alto grado de protección, en relación con corriente de fugas y entrada flotante. Incluyen aquellos equipos en que se pueda establecer un camino directo al corazón. Aquí debe reducirse las corrientes de fuga hasta 0,01 mA en condición normal de trabajo y 0,05 mA en condiciones de simple falla para pacientes y hasta 0,5 mA para corriente de pérdida de lazo cerrado. Son obligatorios en aplicaciones cardiacas directas. La norma NTC-IEC 60601-1 establece que todo equipo biomédico debe tener el terminal de protección de tierra. El equipo deberá diseñarse de tal forma que el riesgo de descarga eléctrica en utilización normal y en condición de primer defecto sea evitado en la medida de lo posible.

Los equipos especificados para ser alimentados mediante una fuente de alimentación externa de corriente continua (ej.: ambulancias), no deberán presentar ningún riesgo de seguridad cuando se realice una conexión con la polaridad equivocada.

Los equipos alimentados internamente previstos para ser conectados a una red de alimentación deberán cumplir los requisitos para equipos de clase I o equipos de clase II mientras estén conectados.

Los equipos y partes de equipos previstos para aplicación cardiaca directa deberán ser de tipo CF, y podrán tener si las necesitan partes aplicables de tipo B y BF.

Los equipos destinados a ser conectados a una red de alimentación mediante una clavija deberán ser diseñados de tal forma que después de 1 s de la desconexión de la clavija de tensión entre los contactos de la clavija y entre cualquier contacto y la carcasa no excedan de 60 V.

El equipo deberá estar construido y contenido de forma que exista una protección adecuada contra los contactos con partes activas, y con partes que puedan llegar a ser activas en caso de fallo de aislamiento básico.

Las partes aplicables al paciente deberán estar eléctricamente separadas de las partes activas del equipo en condición normal y en condición de primer defecto, de tal forma que, las corrientes de fuga admisibles no sean superadas.

Las partes accesibles de equipos de Clase I separadas de las partes activas mediante un aislamiento básico deberán estar conectadas a un terminal de protección de tierra de impedancia suficientemente baja.

El terminal de protección de tierra deberá ser adecuado para la conexión de un conductor de protección de tierra del sistema de alimentación tanto si es un conductor de protección de tierra en un cable de alimentación y, cuando sea apropiado, una clavija adecuada, como si es un conductor de protección de tierra fijo y permanentemente instalado.

Para equipos sin cable de alimentación la impedancia entre el terminal de protección de tierra y cualquier parte metálica accesible que esté conectada a una toma de tierra de protección no deberá superar 0.1 Ω .

Para equipos con una base o conector del equipo, la impedancia entre el contacto de protección en la misma y cualquier parte metálica accesible que esté conectada a una toma de tierra de protección no deberá superar 0.1Ω .

Para los equipos, la impedancia entre el polo de tierra de la clavija y el terminal de tierra equipotencial no debe exceder los 0.15Ω durante la vida útil del equipo (Fuente OBANDO, Fabiola y RODRÍGUEZ, Ernesto. Diapositivas clases, seguridad eléctrica 2, asignatura ingeniería clínica I. D 22)

La impedancia de las conexiones de tierra de protección, distintas de aquellas descritas en el apartado anterior, puede superar 0.1Ω , si la corriente de defecto en régimen permanente, que circule por una parte accesible en caso de fallo del aislamiento básico de tal parte, o de un componente conectado a esa parte, está limitada de tal forma que no se supere el valor admisible de la corriente de fuga de la carcasa en condición de primer defecto.

Los terminales funcionales de tierra no deberán ser utilizados para asegurar la tierra de protección.

Si un equipo de clase II con pantallas internas aisladas es suministrado con un cable de alimentación que tenga tres conductores, el tercer conductor se deberá usar únicamente como tierra funcional para esas pantallas y deberá ser de color verde y amarillo. El aislamiento de tales pantallas internas y de todo el cableado interno conectado a ellas deberá ser de doble aislamiento o aislamiento forzado.

El aislamiento eléctrico previsto para la protección contra los choques eléctricos deberá ser de tal calidad que las corrientes que fluyan a través de él estén limitadas a los valores especificados. Los valores medidos no deberán superar los valores admisibles.

Cuadro 1. Valores admisibles de corrientes de fuga permanentes. Corrientes de fuga:

Corrientes de fuga	Tipo B		Tipo BF		Tipo CF		Unidades
	c.n	c.p.d	c.n	c.p.d	c.n	c.p.d	
Corrientes de fuga a tierra	0.5	1	0.5	1	0.5	1	mA
Corrientes de fuga a carcasa	0.1	0.5	0.1	0.5	0.1	0.5	mA
Corrientes de fuga a paciente	0.1	0.5	0.1	0.5	0.01	0.05	mA

c.n.: condición normal. c.p.d.: condición de primer defecto.

Tabla 2 Valores admisibles de corrientes de fuga permanentes.

La medición de la corriente de fuga de la carcasa de los equipos de Clase I se deberá realizar solamente: a tierra desde cada parte si existe de la carcasa no conectada a una toma de tierra de protección y entre partes de la carcasa no conectadas a una toma de tierra de protección, si es que existen.

La corriente de fuga de paciente deberá ser medida: las partes aplicables de Tipo B, desde todas las conexiones de paciente conectadas entre sí o con las partes aplicables cargadas de acuerdo con las instrucciones del fabricante; las partes aplicables de Tipo BF, desde y hacia todas las conexiones de paciente de cada función de la parte aplicable conectadas entre sí o con las partes aplicables cargadas de acuerdo con las instrucciones del fabricante; y las partes aplicables de Tipo CF, desde y hacia cada conexión de paciente por turno.

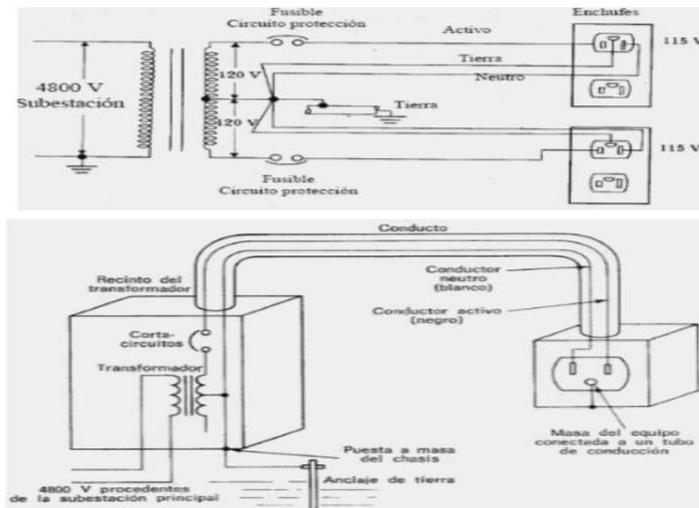
La corriente de fuga a tierra, la corriente de fuga de la carcasa y la corriente de fuga de paciente, se deberá medir bajo las siguientes condiciones de primer defecto: la interrupción de cada conductor de alimentación, uno cada vez; la interrupción del conductor de protección de tierra (no aplicable en el caso de la corriente de fuga a tierra). No se realizará si se especifica un conductor de protección de tierra fijo e instalado permanentemente.

Adicionalmente, la corriente de fuga de paciente deberá ser medida bajo las siguientes condiciones de primer defecto: Una tensión igual al 110 % del más alto valor asignado de tensión de alimentación aplicado entre la tierra y cualquier parte de entrada de señal o parte de salida de señal.

Adicionalmente, la corriente de fuga de la carcasa deberá ser medida con una tensión igual al 110 % del más alto valor asignado de tensión de alimentación, aplicado entre la tierra y cualquier parte de entrada de señal o parte de salida de señal, sin toma de tierra de protección.

El propósito de las normas es minimizar el riesgo a los pacientes, al personal asistencial, a los equipos médicos y su entorno. Cuando la vida del paciente depende del funcionamiento del equipo, la fiabilidad funcional de éste y de la instalación, se convierten en un factor primordial, el cual se debe garantizar con el cumplimiento de las normas existentes que incorporan reducción de riesgos y medidas de seguridad.

Por este motivo las normas NEC (1990) en E.E.U.U. exigen un sistema de tierra equipotenciales 7 en los lugares donde haya pacientes susceptibles a la electricidad.



Esquema 1 Esquema simplificado de la distribución eléctrica

Entorno Eléctrico del Paciente:

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).

Esto es porque el cable neutro del circuito a 120 V está conectado a tierra, una conexión entre el conductor activo y cualquier objeto puesto a tierra representa el riesgo de producir shock eléctrico. Microshock pueden ocurrir si existe el potencial suficiente entre la superficie expuesta conductiva en el entorno del paciente.

Los valores máximos de voltaje diferencial para construcciones existentes permitidos entre dos superficies conductivas cualesquiera en las proximidades del ANSI/NFPA paciente están especificados en los códigos NEC de 1990, artículo 517-15 NEC, 8 99–1984 Capítulo 9, ANSI/NFPA 70–1984 (Para construcciones nuevas y existentes), los cuales son:

1. Para Áreas de Cuidados Generales: 500mV bajo condiciones normales.
2. Para Áreas de Cuidados Críticos: 40mV bajo condiciones normales.

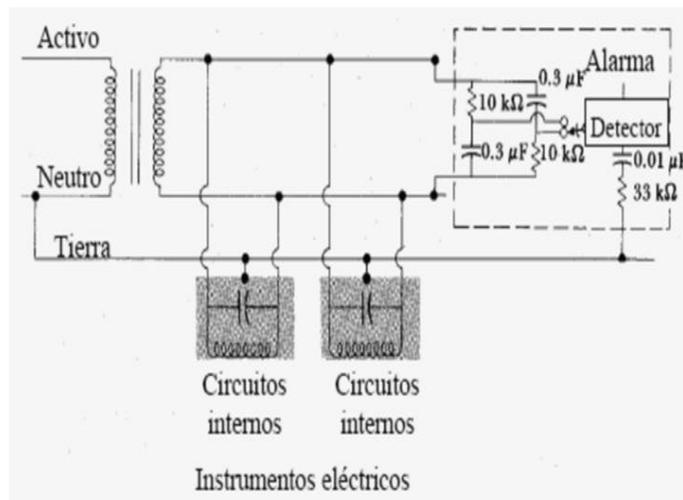
En las áreas de cuidados generales (pasillos, zona de recepción, etc.) los Pacientes rara vez entran en contacto con equipos eléctricos, sin embargo, en las Áreas críticas destinadas a cuidados (sala de operación, unidad de cuidados Intensivos e intermedios, recuperación y sala de parto).

Los pacientes entran en contacto de forma intencional con los equipos eléctricos, aumentando el riesgo de descarga eléctrica; por lo que se requiere aislar los conductores cardiacos externos de las superficies conductoras. En Unidades de

cuidados Críticos todas las superficies conductoras expuestas que se encuentran en el entorno del paciente tienen que estar aterrizadas en un solo punto del paciente.

También, es preciso realizar pruebas periódicas de continuidad entre la tierra del Paciente y todas las superficies aterrizadas.

En las Áreas de Cuidados Críticos se debe contar con al menos seis receptáculos simples o tres dúplex por cama. Se requiere también de dos circuitos ramales más, y al menos uno de estos tiene que estar de forma individual en un tablero (panelboard). Es permitido un punto de aterrizaje paciente – equipos 9. (9 Fuente: NEC – 70 – 1990, Artículo 517-19).



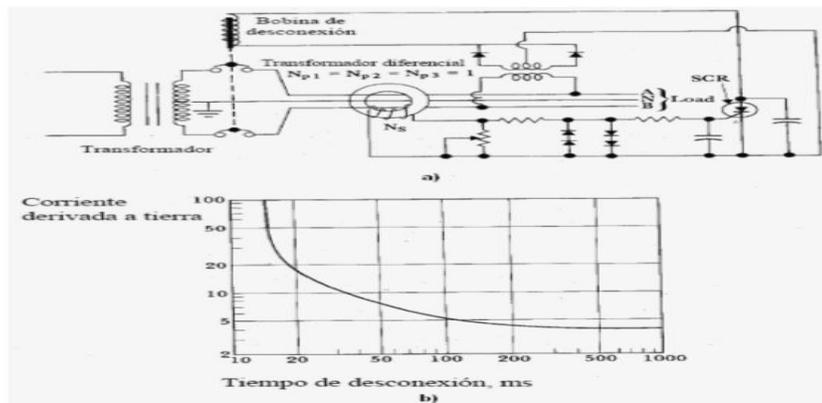
Esquema 2 Sistema de alimentación con aislamiento por transformador con un monitor de aislamiento de línea para detectar deriva o tierras.

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). Interruptor con Detección de Falla a Tierra (GFCI). Estos circuitos son diseñados con la finalidad de detectar derivaciones a tierra o tierra; se tiene que el flujo neto es cero cuando las corrientes son iguales, pero cuando éstas se desbalancean, superando cierto rango de corriente, ocurre una desconexión en la línea activa, accionándose el interruptor.

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



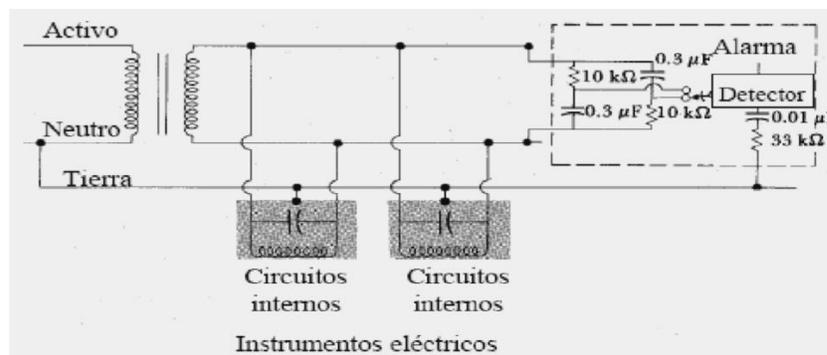
Esquema 3 .1 Esquema de un monitor de falla a tierra (GFCI).

Esquema 4 - CORRIENTE DERIVADA A LA TIERRA.- Tipo de desconexión del equipo en función de la corriente derivada.

Transformadores de Aislamiento.

Desafortunadamente, aun teniendo un buen sistema equipotencial, no se puede eliminar los voltajes producidos entre tierras por grandes fallas que causan grandes corrientes de tierra. El transformador de aislamiento, ofrece seguridad eléctrica convirtiendo energía puesta a tierra en energía no aterrizada. Esto se logra mediante el aislamiento de ambos conductores, es decir, no aterrizando la bobina primaria del transformador, ni la bobina secundaria.

Para supervisar el aislamiento del sistema, se emplea un Monitor de Aislamiento de Línea (LIM). Su función es analizar todo el circuito aislado y cuantificar su grado de aislamiento de tierra. El LIM proporciona señales de la alarma visual y audible cuando la corriente de tierra predicha excede una magnitud especificada.



Esquema 5 Señal de la alarma visual y audible.

EQUIPO ANALIZADOR DE SEGURIDAD ELÉCTRICA

Un equipo analizador de seguridad eléctrica, está destinado para realizar todas las pruebas de rutina, a fin de determinar, si los equipos eléctricos, las superficies conductoras y receptáculos son eléctricamente seguros según los estándares reconocidos de seguridad.

Los equipos analizadores de seguridad eléctrica pueden ser digitalizados y trabajar controlados desde computador, elaborando reportes y almacenando los diferentes datos de las mediciones para cada equipo sometido a calibración. Los analizadores también facilitan el proceso de calibración, disminuyen los errores y son en general procedimientos más seguros, no obstante, no resultan imprescindible para desarrollar un buen programa de seguridad en una instalación hospitalaria.

Lo principal es la preparación del personal encargado de llevar a cabo un buen programa de seguridad, ya que la mayoría de las pruebas se pueden realizar con instrumentos convencionales, puesto que son medidas de voltaje, corriente y resistencia. Lo importante es que el personal técnico, médico y paramédico domine las causas de riesgo, así como las diferentes comprobaciones que deben realizarse periódicamente, tanto al equipo como a la instalación.

Si la institución hospitalaria comprende la necesidad de abordar la seguridad hospitalaria, como un problema de disciplina tecnológica, vital para su funcionamiento, la institución sin duda reducirá al máximo los riesgos potenciales y se salvarán más vidas humanas.

La NFPA 99 establece diferentes límites para nuevas y ya existentes instalaciones hospitalarias. El voltaje entre el punto de referencia de tierra común y cualquier superficie conductora expuesta no debe exceder los 20 mV en nuevas construcciones. Para construcciones ya existentes el límite es de 500 mV en áreas de cuidados generales y de 40 mV en áreas de cuidados a pacientes críticos.

La impedancia entre el punto de referencia de tierra común y la tierra de cada receptáculo debe ser inferior a 0.1 en las nuevas construcciones y menor de 0.2 para las construcciones existentes.

Tipos de precauciones y límites en el diseño de equipos

Se pueden establecer 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.

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, y con partes que puedan llegar a ser activas en caso de fallo de aislamiento básico. 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. Este requisito puede ser satisfecho por alguno de los siguientes métodos:

- La parte aplicable al paciente está separada de las partes sometidas a tensión mediante un aislamiento básico únicamente, pero tiene una toma de tierra de protección y la parte aplicable al paciente tiene una baja impedancia interna a tierra de manera que las corrientes de fuga no exceden los valores admisibles en condición normal y en condición de primer defecto.
- La parte aplicable al paciente está separada de las partes sometidas a tensión mediante una parte metálica con una toma de tierra de protección, que puede ser una pantalla metálica envolvente.
- La parte aplicable al paciente no está conectada a una toma de tierra protectora pero está separada de las partes sometidas a tensión mediante un circuito

intermedio con toma de tierra de protección que, en caso de cualquier fallo del aislamiento no puede producir una corriente de fuga de la parte aplicable al paciente que supere el valor admisible.

- La parte aplicable al paciente está separada de las partes sometidas a tensión mediante un aislamiento doble o reforzado.
- Las impedancias de los componentes evitan que el flujo a través de la parte aplicable de una corriente de fuga y una corriente auxiliar de paciente superen los valores admisibles.

Valores admisible de corriente de fuga y auxiliar de paciente, en mA

Si las líneas de fuga y las distancias en el aire entre la parte aplicable al paciente y las partes sometidas a tensión no cumplen con los requisitos básicos de seguridad, tales líneas de fuga y distancias en el aire deberán ser cortocircuitadas. La corriente de fuga de paciente y la corriente auxiliar de paciente no deberán superar los límites para condición normal. La única condición de primer defecto para la corriente de fuga a tierra es la interrupción de uno de los conductores de alimentación, uno cada vez.

Si la inspección de la parte aplicable de la parte metálica con toma de tierra de protección y el circuito intermedio, dan lugar a dudas concernientes a la efectividad de separación bajo condición de primer defecto, la corriente de fuga de paciente y la corriente auxiliar de paciente deberán ser medidas después de cortocircuitar el aislamiento entre partes activas y la parte aplicable o entre las partes activas y el circuito intermedio. Las corrientes transitorias que ocurran durante los primeros 50ms siguientes al cortocircuito deberán ser desestimadas. Después de los 50ms la corriente de fuga de paciente y la corriente auxiliar de paciente no deberán superar el valor admisible para la condición de primer defecto. Adicionalmente el equipo y sus circuitos son examinados para determinar si la limitación, de corriente de fuga y de corriente auxiliar de paciente, a los valores prescritos depende de las propiedades aislantes de las uniones en

dispositivos semiconductores que son impuestos entre la parte aplicable y las partes de la red de alimentación, la parte aplicable y otras partes activas y, para las partes aplicables tipo-F, entre la parte aplicable y las partes puestas a tierra.

En el caso de que tales dispositivos semiconductores sean así definidos, deberán ser considerados para simular la perforación de la unión crítica, uno cada vez, para establecer que las corrientes de fuga y la corriente auxiliar de paciente admisibles no son superadas. Una parte aplicable no deberá tener una conexión conductora a partes metálicas accesibles que no están conectadas a una toma de tierra de protección. El cumplimiento se verifica mediante inspección y mediante el ensayo de corrientes de fuga.

Los ejes flexibles sostenidos con la mano de equipos de Clase I, y que durante la utilización normal estén previstos para tener contacto directo con un operador o paciente, y que no pueden ser conectados a una toma de tierra de protección, deberán ser aislados del eje del motor mediante al menos un aislamiento suplementario capaz de soportar el ensayo de rigidez dieléctrica apropiado al valor asignado de tensión del motor, y deberán tener una rigidez mecánica adecuada.

El cumplimiento es verificado mediante inspección y ensayos de aislamiento entre los ejes flexibles sostenidos con la mano y las partes metálicas accesibles de los equipos de Clase I, y los ejes de los motores. Los ensayos especificados para el aislamiento suplementario deberán ser aplicados. El cumplimiento con los requisitos de líneas de fuga y distancias en el aire también es verificado.

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 procesamiento de los biopotenciales.

Este tipo de componentes dispone de alimentaciones independientes a cada lado de la barrera de aislamiento (figura 2), aunque algunos llevan incorporados convertidores DC-DC y sólo utilizan una 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 ($>10\text{ MS}$), alto voltaje de aislamiento ($>1000\text{ V}$) y alto rechazo al modo común (CMRR).