

**UNIVERSIDAD DON BOSCO
FACULTAD DE INGENIERÍA
ESCUELA DE INGENIERÍA BIOMÉDICA**



**TRABAJO DE GRADUACIÓN PARA OPTAR AL GRADO DE
INGENIERO BIOMÉDICO.**

TRABAJO DE GRADUACIÓN:

**“ANÁLISIS DE LA SEGURIDAD ELÉCTRICA EN ÁREAS CRÍTICAS DEL
HOSPITAL NACIONAL ZACAMIL "DR. JUAN JOSÉ FERNÁNDEZ Y HOSPITAL
GENERAL DEL INSTITUTO SALVADOREÑO DEL SEGURO SOCIAL”**

PRESENTA:

CLAUDIA BEATRIZ NAVARRO PALACIOS.

ASESOR:

ING. MAURICIO ALFONSO FABEIRO.

SAN SALVADOR, SEPTIEMBRE DE 2006.

ÍNDICE

Introducción.....	8
Antecedentes.....	9
Importancia y Justificación del Proyecto.....	10
Objetivos.....	12
▪ Objetivo General	
▪ Objetivos Específicos	
Alcances.....	14
Limitaciones.....	14
Metodología.....	15

Capítulo I: Riesgos Eléctricos en Áreas Críticas Hospitalarias y sus Efectos. Métodos de Protección para El Paciente.-

I. Introducción.....	16
I.1 Condiciones de las Corrientes Peligrosas.....	17
I.1.1 Corriente de Fugas.....	17
I.2 Daños Causados por la Electricidad.....	18
I.2.1 Daños a las personas. Efectos Fisiológico de la Corriente Eléctrica.....	18
I.2.1.1 Parámetros Susceptibles que Afectan los Efectos Fisiológicos.....	22
I.2.2 Daños de otros tipos.....	26
I.3 Clasificación de los riesgos de los sistemas eléctricos y sus aplicaciones según características específicas.....	27
I.3.1 Sistemas Eléctricos de Alta tensión.....	28
I.3.2 Sistemas Eléctricos de Baja Tensión.....	29
I.3.3 Muy Baja Tensión de Seguridad o Pequeña Tensión de Seguridad.....	29
I.4 Monitoreo, Riesgos y Seguridad Eléctrica.....	31
I.4.1 Distribución de Potencia Eléctrica.....	31
I.4.2 Cuidado y Monitorización de Pacientes en Áreas Críticas Hospitalarias. Entorno eléctrico del paciente.....	33
I.4.2.1 Monitoreo de Cabecera.....	33
I.4.2.2 Estación Central de Monitoreo.....	34
I.4.2.3 Elementos de Monitorización en Cuidados Críticos.....	34
I.4.3 Entorno Eléctrico del Paciente.....	35
I.4.4 Sistemas de Alimentación Aislados.....	37
I.4.5 Sistemas de Alimentación de Emergencia.	38
I.4.6 Riesgo de Descargas (Shock) debidas al Equipo Eléctrico.....	38
I.4.6.1 Riesgo de Macroshock.	39

I.4.6.2 Riesgo de Microshock.	40
I.4.6.3 Equipos con Conexiones Eléctricas al Corazón que Hacen Susceptible al Paciente al Riesgo de Microshock.....	45
I.4.6.4 Circuitos Eléctricos Equivalentes.	46
I.4.7 Dispositivos de Seguridad de los Sistemas de Energía Eléctrica.....	50
I.4.7.1 Interruptores de Fallo de Puesta a Tierra (GFCI).....	50
I.4.7.2 Transformadores de Aislamiento.....	51
I.4.7.3 Puesta A Tierra y Equipotencialidad.....	51
I.5 Clasificación de los Equipos Biomédicos en relación con la Seguridad Eléctrica.	54
I.6 Tipos de Precauciones y Límites en el Diseño de Equipos.....	56
I.6.1 Cubiertas y Protecciones.	56
I.6.2 Aislamiento e Impedancias de Protección.	56
I.6.3 Corrientes de Fuga.....	58

Capítulo II: Normas de Seguridad Eléctrica en Áreas Críticas Hospitalarias.-

2. Introducción.....	62
2.1 Historia de la Seguridad Eléctrica.....	63
2.2 Sistemas de Distribución Eléctrica.....	66
2.2.1 Equipo para la Generación de Energía Eléctrica en Hospitales.....	67
2.3 Normas Eléctricas Hospitalarias.....	70
517-1 General.....	70
517-1 Alcance.....	70
2.4 Alambrado y Protección.....	70
517-13 Aislamiento de Tomas y Equipos Eléctricos Fijos en Áreas de Cuidado de Pacientes.....	70
517-14 Uniones entre Tableros.	71
517-16 Receptáculos (Tomas) con Terminales de Tierra Aislados.....	71
517-17 Protección contra Fallas a Tierra.....	72
517-18 Áreas de Cuidado o Atención General.....	73
517-19 Áreas Críticas.....	74
517-20 Áreas Húmedas.....	80
517-21 Circuito Interruptor Falla a Tierra y Protección del Personal.....	80
2.5 Sistema Eléctrico Esencial.	81
517-25 Alcances.....	81
517-30 Sistema Esencial para Hospitales.....	81
517-31 Sistema de Emergencia.....	87

517-32 Ramal de Seguridad de la Vida.....	88
517-33 Ramal Crítico.....	89
517-34 Sistema de Equipos, Conexión a la Fuente de Potencia Alterna...	92
517-35 Fuentes de Energía.....	94
2.6 Localidades de Inhalación de Anestésicos.	95
517-60 Clasificación de los Locales de Anestesiología.....	95
517-61 Equipo y Alambrado.....	96
517-62 Tierra.....	101
517-63 Sistemas de Potencia Aterrizados en Áreas de Anestesiología.....	102
517-64 Equipos e Instrumentos de Bajo Voltaje.....	104
2.7 Instalación de Rayos X.....	106
517-71 Conexiones para Circuitos de Suministro.....	106
2.8 Comunicaciones, Sistemas de Señalización, Sistemas de Datos, Sistemas de Alarmas contra Incendios y Sistemas de Voltaje Nominal menor de 120 Voltios.....	107
517-80 Áreas de Cuidado de Pacientes.....	107
517-81 Otras Áreas para el Cuidado de Pacientes.....	108
2.9 Sistema de Potencia Aislado.....	108
517-160 Sistema de Potencia Aislado.....	108

Capítulo III: Tecnología Empleada para la Protección Eléctrica en Áreas Críticas Hospitalarias.-

3. Introducción.....	113
3.1 SISTEMA DE PUESTA A TIERRA	114
3.1.1 Introducción	114
3.1.2 Generalidades.....	115
3.1.3 Tierra, Corriente de Fuga y Corriente de Falla.....	115
3.1.3.1 Circuitos de Tierra.....	119
3.1.4 Puesta a Tierra.....	120
3.1.5 Consecuencias de no Tener Puesta a Tierra.....	123
3.1.6 Ruido Eléctrico.....	123
3.1.7 Corrientes Espúreas.....	124
3.1.8 Camino Efectivo de Puesta a Tierra.....	124
3.1.9 Eficiencia Puesta a Tierra en Área de Cuidado Crítico.....	125
3.1.10 Propósito y Tipos de Sistemas de Puesta a Tierra.....	126
3.1.10.1 Puesta a Tierra de los Sistemas Eléctricos.....	126
3.1.10.2 Puesta a Tierra de los Equipos Eléctricos.....	126
3.1.10.3 Puesta a Tierra en Señales Electrónicas.....	126
3.1.10.4 Puesta a Tierra de Protección Electrónica.....	126

3.1.10.5 Puesta a Tierra de Protección Atmosférica.....	128
3.1.11 Conexión Equipotencial.....	128
3.2 TRANSFORMADOR DE AISLAMIENTO DE LÍNEA.....	129
3.2.1 Introducción.....	129
3.2.2 Generalidades.....	130
3.2.3 Especificaciones para Instalaciones de Aislamiento.....	130
3.2.4 Instalación del Sistema.....	136
3.2.5 Monitor de Aislamiento de Línea.....	137
3.3 PISOS CONDUCTIVOS.....	139
3.3.1 Introducción.....	139
3.3.2 Generalidades.....	139
3.3.3 Características.....	140
3.3.4 Linóleo Conductivo.....	140
3.3.4.1 Definición.....	140
3.3.4.2 Características.....	141
3.3.4.3 Materiales.....	141
3.3.4.4 Instalación.....	141
3.3.4.5 Cuidado de los Pisos.....	144
3.3.4.6 Pruebas de Resistencia Eléctrica para Verificar la Conductividad.....	144
3.3.5 Terrazo Conductivo.....	145
3.3.5.1 Definición.....	145
3.3.5.2 Características.....	145
3.3.5.3 Materiales a Utilizar.....	145
3.3.5.4 Instalación.....	146
3.3.5.5 Pruebas de Resistencia.....	147
3.4 INTERRUPTOR CON DETECCIÓN DE FALLA A TIERRA.....	148
3.4.1 Introducción.....	148
3.4.2 Protección Diferencial.....	148
3.4.3 Instalación.....	151
3.4.4 Cuidados.....	151

Capítulo IV: Análisis de Tecnología y Estudio Costo Beneficio.-

4.1 Introducción.....	152
4.2 Análisis de Tecnologías.....	152
4.2.1 Análisis de Transformadores de Aislamiento de Línea.....	154
4.2.1.1 Mercado Nacional.....	154
4.2.1.2 Mercado Internacional.....	157

4.2.1.3 Cuadro Análisis de Tecnologías: Transformador Aislamiento de Línea de Línea.....	161
4.2.2 Análisis de Monitores de Aislamiento de Línea.....	163
4.2.2.1 Mercado Nacional.....	163
4.2.2.2 Mercado Internacional.....	164
4.2.2.3 Cuadro de Análisis: Monitor de Aislamiento de Línea.....	168
4.2.3 Análisis de Interruptores con Detección de Falla a Tierra.....	170
4.2.3.1 Mercado Nacional.....	170
4.2.3.2 Mercado Internacional.....	171
4.2.3.3 Cuadro Análisis: Interruptor con Detección de Falla a Tierra.....	174
4.2.4 Análisis de Sistemas de Puesta a Tierra.....	176
4.2.4.1 Conductores de Tierra.....	176
4.2.4.2 Valor mínimo de la sección de los electrodos de tierra.....	178
4.2.4.3 Métodos de Instalación.....	179
4.2.4.4 Conexiones.....	180
4.2.4.5 Desventajas del Sistemas Puesta a Tierra.....	182
4.2.5 Análisis de Pisos Conductivos.....	184
4.2.5.1 Mercado Nacional.....	185
4.2.5.2 Mercado Internacional.....	187
4.3 Estudio Costo – Beneficio.....	189
4.3.1 El Análisis Costo – Beneficio.....	189
4.3.2 La Aplicación del Análisis Costo – Efectividad.....	190
4.3.3 Proceso de Evaluación.....	192
4.3.4 Formulación.....	194
4.3.4.1 Análisis Costo – Efectividad de las Tecnologías.....	198
4.3.4.2 Cálculo de Costos Totales.....	200
4.3.4.3 Evaluación de Costos de Pacientes atendidos con Tecnología: Transformador de Aislamiento.....	204
4.3.4.4 Evaluación de Costos de Pacientes atendidos con Tecnología: Pisos Conductivos.....	205
4.3.4.5 Evaluación de Costos de Pacientes atendidos con Tecnología: Sistema de Puesta a Tierra.....	205
4.3.4.6 Evaluación de Costos de Estancia Hospitalaria de Pacientes sin Tecnología.....	206
4.3.4.7 Costos Globales de los Sistemas de Seguridad Eléctrica y Costos Totales de Estancia Hospitalaria de Pacientes con Tecnología..	206
4.3.4.8 Evaluación de los Costos Globales con respecto a los Costos de Estancia Hospitalaria de Pacientes sin Tecnología.....	207

Capítulo V: Análisis de la Seguridad de las Redes Eléctricas en Áreas Críticas Hospitalarias.-

5.1 Introducción.....	209
5.2 Inspección, Mantenimiento y Prueba de Seguridad de Sistemas Eléctricos.....	210
5.2.1 Equipo de prueba.....	210
5.2.2 Inspección de Receptáculos.....	214
5.2.3 Condiciones Mecánicas.....	214
5.3 Pruebas de Seguridad en Equipos Biomédicos.....	215
5.4 Análisis de la Seguridad Eléctrica en Áreas Críticas Hospitalarias.....	220
5.4.1 Análisis de la Seguridad Eléctrica en el Hospital Nacional “Dr. Juan José Fernández”.....	220
5.4.1.1 Sala de Operación.....	220
5.4.1.2 Sala de Partos.....	224
5.4.1.3 Unidad de Cuidados Intensivos.....	226
5.4.1.4 Recuperación.....	227
5.4.2 Análisis de la Seguridad Eléctrica en el Hospital General del Instituto Salvadoreño del Seguro Social.....	232
5.4.2.1 Transformador de Aislamiento.....	232
5.4.2.2 Monitor de Aislamiento de Línea.....	233
5.4.2.3 Piso Conductivo.....	233

Capítulo VI: Conclusiones y Recomendaciones..... 235

<i>Glosario</i>	240
<i>Bibliografía</i>	249
<i>ANEXOS</i>	257

INTRODUCCIÓN.

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.

Uno de los propósitos más importantes en la Seguridad Eléctrica Hospitalaria, especialmente en Áreas Críticas¹, es el 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 hace uso de las instalaciones hospitalarias.

El estudio de graduación, titulado “Análisis de la Seguridad Eléctrica en Áreas Críticas² del Hospital Nacional Zacamil "Dr. Juan José Fernández y Hospital General del Instituto Salvadoreño del Seguro Social”, basado en normativas eléctricas internacionales establecerá los requerimientos básicos que definan un ambiente seguro en perfecto equilibrio con la tecnología y la realidad nacional del ámbito hospitalario.

Finalmente, se presentarán los resultados que se desean obtener con la elaboración del trabajo de graduación.

¹ Áreas Críticas: Son aquellas áreas hospitalarias en las que pacientes son sometidos a procesos invasivos y conectados a equipos médicos los cuales son alimentados por la red eléctrica.

² Las Áreas Críticas que se tomarán para el desarrollo de la investigación son Sala de Operaciones, Unidad de Cuidados Intensivos e Intermedios, Recuperación y Sala de Partos.

ANTECEDENTES.

En El Salvador no existe una entidad reguladora de la seguridad eléctrica hospitalaria, sin embargo, ha habido esfuerzos a nivel local por cambiar esta situación, y la Universidad Don Bosco, como ente precursor de la Ingeniería Biomédica, ha participado en actividades que fomentan la iniciativa hacia la Normalización y Regulación de Ingeniería Hospitalaria de la red de Salud.

Es así como se inauguró el foro denominado "Adopción de Normas y Guías Estándares de Ingeniería Hospitalaria para la Red de Salud en El Salvador", el cual fue organizado y coordinado a través del Ministerio de Salud, la Asociación Salvadoreña de Ingeniería Hospitalaria, Universidad Don Bosco, con el apoyo técnico y financiero de la Organización Panamericana de la Salud; dicho evento se llevó a cabo en Junio de 2002.

El objetivo principal de esta actividad fue el de incentivar a todos los sectores a iniciar y participar en la elaboración de documentos de consenso, que contengan las Guías Normativas de Ingeniería Hospitalaria, que regulen y estandaricen de manera integral la planificación, construcción, adquisición y mantenimiento de la infraestructura, instalaciones y equipamiento de los servicios de salud, garantizando la reducción de la vulnerabilidad y disminución de los riesgos, para consolidar una infraestructura de salud más confiable y segura.

Los esfuerzos en relación a esta temática son poco conocidos y al mismo tiempo, aún se encuentran inconclusos, por lo que es necesario el desarrollo de estas iniciativas y que reciban el apoyo debido para impulsar la seguridad hospitalaria en el país.

IMPORTANCIA Y JUSTIFICACIÓN DEL PROYECTO.

Los avances tecnológicos han permitido el desarrollo de equipos médicos cada vez más sofisticados y sensibles, lo que implica mejorar la seguridad de los pacientes y equipos que están en contacto directo con éstos.

Entre los aspectos a considerar se encuentran las normas de seguridad eléctrica, ya que en numerosas ocasiones, el incumplimiento a estas normativas es la causa de severos daños al paciente que le pueden ocasionar hasta la muerte.

En las instalaciones hospitalarias, es difícil prevenir la aparición de trayectorias conductivas o capacitivas entre el cuerpo de un paciente y algún objeto puesto a tierra, porque esta trayectoria podría establecerse accidentalmente o a través de los instrumentos conectados directamente al paciente, además cualquier superficie conductora de electricidad que eventualmente entre en contacto con el paciente o los aparatos a él conectados, son posibles fuentes de corrientes eléctricas que circularán por su cuerpo. El peligro es mayor a medida que aumenta el número de equipos médicos que son usados en el paciente, y por tanto es indispensable intensificar las precauciones.

En las Áreas Críticas, además de la problemática planteada anteriormente, se tienen pacientes que, debido al estado de vulnerabilidad en el que se encuentran están más expuestos a sufrir accidentes eléctricos con niveles de corriente tan bajos que se requiere de protecciones adicionales en el diseño de los aparatos e instalaciones eléctricas. Es por ello, que el diseño y mantenimiento de los tomas eléctricos para los equipos médicos deben basarse en la clasificación de los tipos de áreas de cuidados de paciente, el área de estudio correspondiente a este trabajo de investigación concierne a Áreas Críticas Hospitalarias.

La importancia del desarrollo de esta investigación radica en determinar la Seguridad Eléctrica presente en el medio hospitalario salvadoreño, específicamente en Áreas Críticas; para ello se escogerán dos hospitales como muestra: uno de la red de salud pública (Hospital Dr. Juan José Fernández) y uno de la red de la seguridad social (Hospital General); se estipuló de esta manera debido a que el Ministerio de Salud Pública y Asistencia Social y el Instituto Salvadoreño del Seguro Social son considerados como las instituciones más representativas del sector salud en nuestro país, cubriendo un gran porcentaje de la población salvadoreña.

El análisis a realizar estará basado en el estudio y aplicación de las normativas de seguridad eléctrica para Áreas Críticas Hospitalarias, a la situación hospitalaria nacional; generándose a partir de los resultados, una guía de seguridad eléctrica para estas áreas con la finalidad de sentar las bases que den pauta a la adopción de estas regulaciones en otros hospitales de similar complejidad, de forma que puedan ponerse en práctica las reglas de observancia mínima para el uso de las tecnologías presentes.

En El Salvador, el suministro de Energía Eléctrica en muchas ocasiones es irregular ya que presenta variaciones de voltaje de red, suspensión de energía; estos efectos pueden repercutir en los equipos médicos ocasionando fallas en el funcionamiento de los mismos, y por consiguiente ocasionando daño a pacientes y personal hospitalario.

En el presente trabajo de graduación se parte de una hipótesis, que consiste en demostrar la alta vulnerabilidad existente en el medio hospitalario en la garantía de la seguridad eléctrica que se brinda a los pacientes en Áreas Críticas.

En la Universidad Don Bosco se tiene la existencia de trabajos de graduación que abordan temas de diseño y análisis de instalaciones eléctricas para baja tensión realizados en algunas instituciones hospitalarias del país, así como también se tienen estudios sobre accidentes con equipo médico, sin embargo, éstos no han sido enfocados a Áreas Críticas Hospitalarias, como el que se plantea en esta investigación, por lo tanto, es importante la realización de un estudio que consolide conceptos y normativas de seguridad eléctrica que rigen estas áreas en un centro hospitalario.

OBJETIVOS.

Objetivo General.

Determinar la seguridad eléctrica en Áreas Críticas del Hospital Nacional Zacamil, Dr. Juan José Fernández y del Hospital General del Instituto Salvadoreño del Seguro Social, y desarrollar una guía que incluya normas fundamentales de seguridad eléctrica, que pueda ser aplicada al medio hospitalario salvadoreño.

Objetivos Específicos.

- Investigar los riesgos eléctricos en Áreas Críticas Hospitalarias, los efectos de la corriente a nivel fisiológico y los métodos de protección al paciente.
- Establecer las características que definen a un paciente eléctricamente vulnerable.
- Investigar la influencia de las biotecnologías en la seguridad eléctrica del paciente.
- Investigar las Normativas Internacionales que rigen la Seguridad Eléctrica Hospitalaria en Áreas Críticas y aplicarlas al análisis de la situación hospitalaria nacional.
- Determinar el efecto de los armónicos en las tecnologías de seguridad eléctrica en Áreas Críticas.

- Efectuar un análisis de tecnologías existentes a nivel local e internacional para la protección eléctrica en Áreas Críticas Hospitalarias, incluyendo un estudio costo beneficio de su aplicación.
- Investigar y definir las características de las tecnologías básicas empleadas para garantizar la seguridad eléctrica hospitalaria.
- Realizar un estudio de campo en Áreas Críticas del Hospital Nacional Zacamil, Dr. Juan José Fernández y del Hospital General del Instituto Salvadoreño del Seguro Social, enfocándose principalmente en la determinación del nivel de seguridad eléctrica existente y secundariamente, determinar la seguridad de los equipos presentes en estas áreas.
- Desarrollar y aplicar al medio hospitalario salvadoreño, una guía de normas fundamentales de seguridad eléctrica para Áreas Críticas.

ALCANCES.

- Hacer una adaptación de las normas internacionales que regulan la seguridad eléctrica en Áreas Críticas Hospitalarias al Hospital Nacional Zacamil, Dr. Juan José Fernández y al Hospital General del Instituto Salvadoreño del Seguro Social.
- Analizar la Seguridad Eléctrica de las siguientes Áreas Críticas: Sala de Operaciones, Unidad de Cuidados Intensivos e Intermedios, Recuperación y Sala de Partos del Hospital Nacional Zacamil, Dr. Juan José Fernández y del Hospital General del Instituto Salvadoreño del Seguro Social.
- Entregar a las autoridades del Hospital Nacional Zacamil, Dr. Juan José Fernández y al Hospital General del Instituto Salvadoreño del Seguro Social, una serie de consideraciones y normativas que, a modo de recomendación, permitan disponer de sistemas más seguros y confiables en Áreas Críticas Hospitalarias.
- Analizar la Seguridad Eléctrica en Áreas Críticas, tomando de referencia un hospital de la Red Nacional y un hospital del Instituto Salvadoreño del Seguro Social y de forma secundaria, analizar la seguridad eléctrica de los equipos presentes en ellas.

LIMITACIONES.

- Falta de registros e información que determinen el estado funcional de las tecnologías de protección eléctrica existentes en los hospitales a estudiar.
- Debido a la importancia que las Áreas Críticas representan dentro de un hospital, no siempre se tendrá acceso a ellas, dependerá de la disponibilidad que se tengan de las mismas, por lo que en ocasiones esta situación generará retrasos en la investigación.

METODOLOGÍA .

La metodología del estudio a realizar está constituida de la siguiente forma:

- Revisión Bibliográfica
- Investigación de Campo
- Realizar un análisis de ambos.
- Realizar entrevistas a personas expertas en la materia.
- Revisión Bibliográfica: Se realizará una revisión de códigos y normativas de seguridad eléctrica para áreas críticas creadas por entidades internacionales, alguna de las fuentes bibliográficas a emplear es el desarrollado por la National Fire Protection Association (Asociación Nacional de Protección contra el Fuego - NFPA) quien lo bautizó con el nombre de National Electrical Code – NEC, dicho código es revisado y actualizado cada tres años; así también se revisarán las bibliografías que surjan como producto de la investigación y que sean pertinentes al desarrollo del estudio. Por medio de esta técnica se permitirá identificar los problemas relacionados a la seguridad eléctrica de las áreas críticas hospitalarias con mayor facilidad e investigarlos en más detalle.
- Investigación de Campo: La investigación de campo se realizará en las instalaciones de mantenimiento de los hospitales sujetos a estudio; se diseñará ficha en la que se recopilará información técnica que representa la base para llevar a cabo los análisis de la seguridad eléctrica en el que se encuentran dichas instituciones para posteriormente ser comparado con las normativas que resulten de la investigación bibliográfica.

Como parte de la investigación de campo, se llevará a cabo las siguientes visitas técnicas:

- ✓ Análisis y Evaluación de Resultados: Se hará correlación de los hechos verificados, denotando las conclusiones y recomendaciones del caso. Para la determinación de recomendaciones también se aplicará un análisis costo beneficio de las tecnologías investigadas.

C A P Í T U L O I : R I E S G O S E L É C T R I C O S E N Á R E A S C R Í T I C A S H O S P I T A L A R I A S Y S U S E F E C T O S . M É T O D O S D E P R O T E C C I Ó N P A R A E L P A C I E N T E .

I. Introducción.

Un hospital representa una institución compleja, constituida por diferentes áreas cuyas funciones se encauzan en un sólo objetivo: brindar la atención necesaria con el fin de procurar y velar por la salud de la población de su área de influencia; para llevar a cabo este objetivo, 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.

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 normalizados³. 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.

De todas formas, el simple hecho de hacer uso de la Energía Eléctrica representa un riesgo latente, ya que si el sistema de seguridad eléctrica no es el adecuado o bien el sistema falla, se pueden ocasionar severos daños tanto a pacientes como personal; otros factores causantes de accidentes eléctricos a nivel hospitalario son el aumento en la complejidad de los dispositivos o equipos médicos y su manejo. La mayoría de los accidentes con equipos médicos se pueden atribuir a un uso inadecuado del equipo o falta de experiencia en su manejo y en algunos casos, por fallas de los equipos, es por esta razón, que es sumamente importante el desarrollo de sistemas de seguridad lo más fiables posibles.

³ 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 (AENOR), Comisión Electrotécnica Internacional (CEI), The Electrical And Electronics Engineers, Inc. (IEEE).

En este capítulo se dará una visión del problema de la seguridad eléctrica, estudiando de qué forma condiciona el diseño del equipo.

De hecho, los pacientes de un hospital bajo ciertas condiciones, las cuales se definirán en el desarrollo del capítulo, pueden ser más susceptibles al peligro de la corriente eléctrica que una persona en su casa o trabajo, por lo que se debe tomar precauciones especiales en los sistemas de seguridad eléctrica y equipos médicos. Las condiciones bajo las que se presentan dichos problemas son difíciles de percibir por lo que hay que extremar las precauciones, es por ello que se necesita conocer y comprender las medidas más importantes de seguridad que se incorporan al diseño para minimizar el riesgo de peligro. Dentro de las fuentes de peligro incluyen el fuego, aire, agua, productos químicos, drogas, diversos tipos de radiación, el propio personal médico; este capítulo se centrará en el tema de seguridad eléctrica.

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

1.1 Condiciones de las Corrientes Peligrosas.

1.1.1 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 1.1.

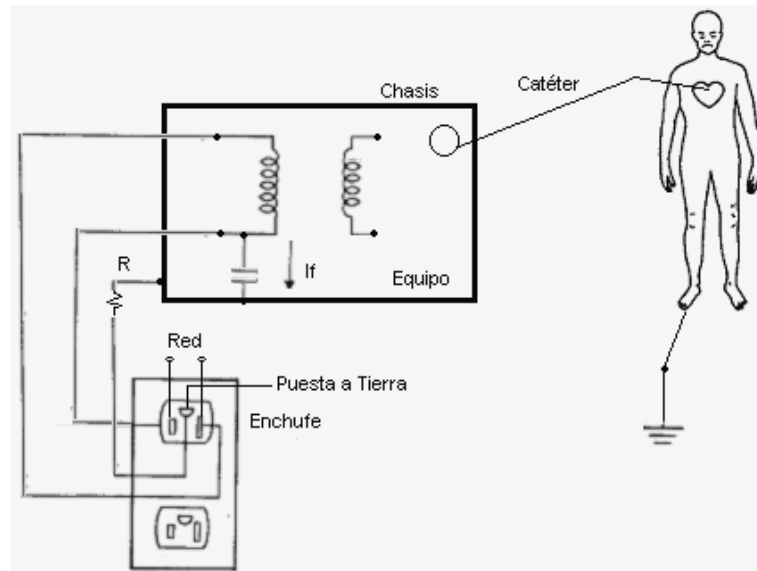


Figura 1.1 Disminución de las corrientes de fugas a través de paciente mediante tercer conductor a tierra. Fuente: Ingeniería Clínica, E. Rodríguez, 1997.

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

1.2 Daños Causados por la Electricidad.

1.2.1 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.

La mayor parte de los tejidos del cuerpo contienen un elevado porcentaje de agua por lo que la resistencia eléctrica que presentan es baja y pueden considerarse como un buen conductor, no obstante, la impedancia de la piel (epidermis) es bastante elevada (200-500 K Ω) por lo que el cuerpo humano puede considerarse como un conductor volumétrico no homogéneo[†] en la que la distribución del flujo de la corriente eléctrica viene determinada por la conductividad local del tejido.

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

La corriente eléctrica puede afectar al tejido principalmente de tres formas: en primer lugar se produce una excitación eléctrica de los tejidos excitables (nervios y músculos), comenzando con una sensación de “hormigueo” o 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.

[†] La definición de los términos que posean este símbolo se encuentra en el glosario al final del documento.

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 1.2 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.

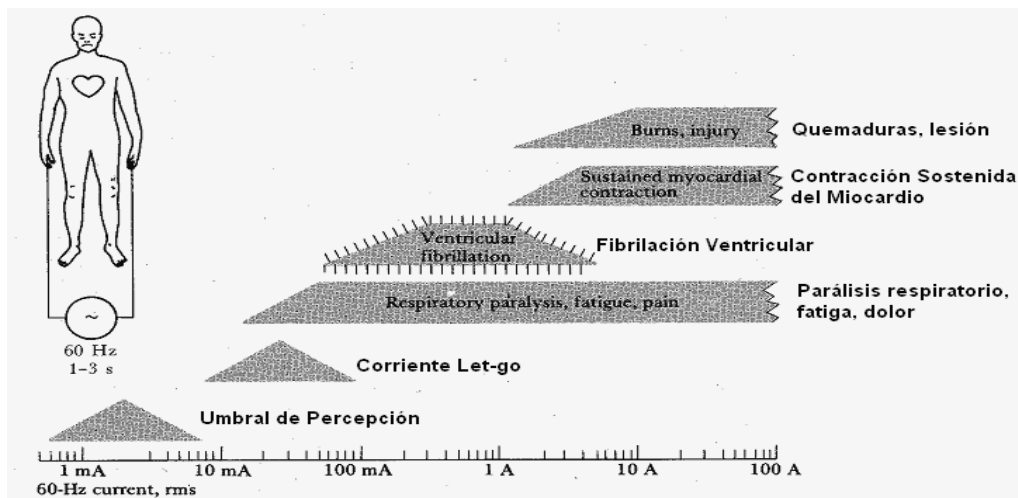


Figura 1.2 Efectos fisiológicos de la electricidad. Fuente: *Medical Instrumentation, J. Webster, 1992, Electrical Safety of Medical Equipment, IEEE.*

EFEECTO	UMBRAL ⁴ .
Umbral o nivel de percepción. (Nivel mínimo a detectar)	10 μ A - 0.5 mA valores eficaces CA, 60 Hz ; 2 - 10 mA CC.
Corriente de pérdida del control motor. (Nervios y músculos pueden excitarse y provocar contracciones)	6 mA - 16 mA.
Parálisis respiratoria, dolor y fatiga. (Asfixia)	18 mA - 22 mA
Fibrilación ventricular. (Pérdidas de sincronismo de las diferentes fibras del músculo cardíaco)	75 mA - 400 mA.
Contracción del miocardio sostenida. (Músculo completo del corazón se contrae)	1 A - 6 A.
Daños físicos y quemaduras. (Necrosis [†] Eléctrica.)	10 A en adelante
Muerte (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 1.1 Efectos de la corriente eléctrica. Fuente: *Medical Instrumentation, J. Webster, 1992*

⁴ Fuente: Seguridad Eléctrica del Equipo Médico, *Electrical Safety of Medical Equipment, IEEE.*

1.2.1.1 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 1.3 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 entorno 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.

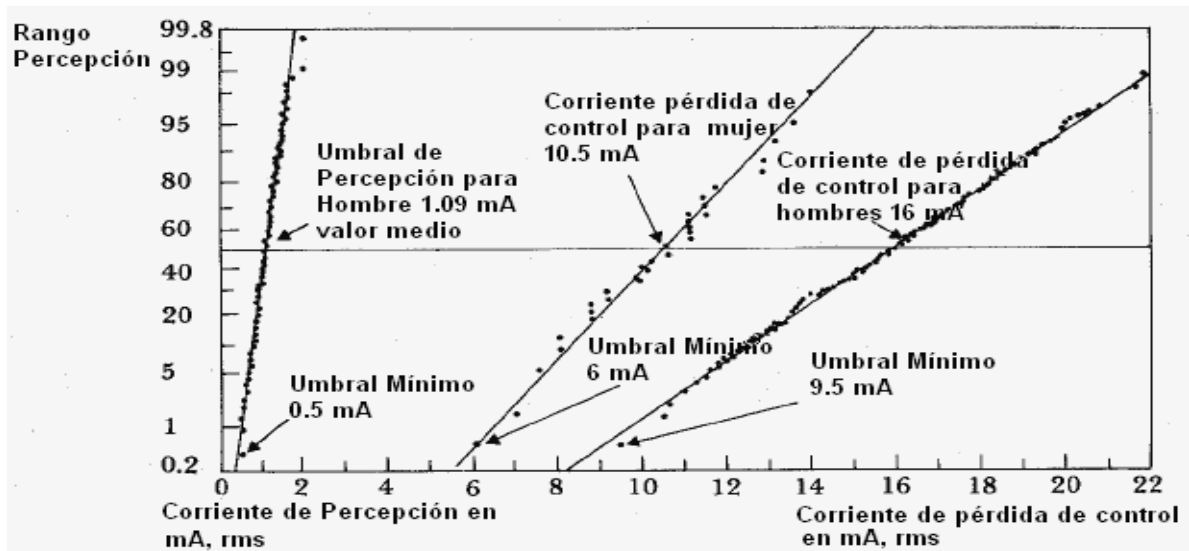


Figura 1. 3 Rango de los umbrales de las corrientes de percepción y de pérdida de control.
Fuente: Medical Instrumentation, J. Webster, 1992.

Es lógico pensar que estos valores dependen de la impedancia eléctrica que presenta el cuerpo humano, pudiendo llegarse a la conclusión que la conductividad del cuerpo humano es mayor en las mujeres debido entre otras causas a que el porcentaje de agua de las mismas es mayor.

El uso de gel que disminuye la impedancia piel-electrodo, reduce la impedancia del lazo de corriente de forma que el nivel de percepción disminuye. Utilizando gel en electrodos de ECG, el valor medio del umbral de percepción se reduce a sólo 83 μA en un rango de 30 - 200 μA .

La impedancia de la piel (Z_p) 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 1.2 aparecen valores válidos para un trayecto mano a mano y mano a pie con dos superficies de contacto importante (50 a 100 cm^2) y en condiciones secas.

La resistencia inicial para el mismo trayecto y superficie de contacto puede tomarse igual a 500Ω. Las medidas se han efectuado sobre seres vivos y sobre cadáveres⁵.

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 1.2 Trayecto de la corriente eléctrica para diferentes valores de impedancia.

Fuente: SIMI Bioingeniería. Instalaciones Hospitalarias

- Frecuencia de la corriente.

En la figura 1.4 puede observarse la relación existente entre la corriente de pérdida de control y la frecuencia de la corriente. Desafortunadamente, el valor mínimo de la frecuencia de la corriente de pérdida de control es la de las líneas de potencia comerciales (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.

⁵ Fuente: Los Riesgos Eléctricos y su Ingeniería de Seguridad, M. Toledo, España.

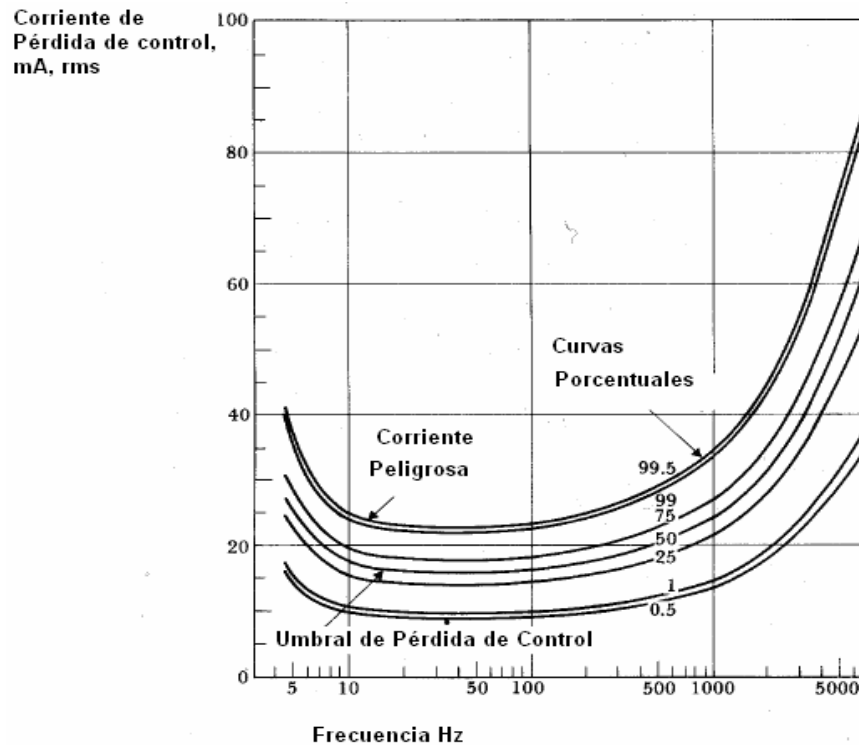


Figura 1.4 Curva Corriente de pérdida de control – frecuencia.

Fuente: *Medical Instrumentation, J. Webster, 1992.*

- Duración de la exposición a la corriente eléctrica.

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

- 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 1.5.

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 1.6.a). El microshock se refiere a aquellos casos en los que al tener un catéter conectado al corazón, una pequeña corriente puede ocasionar grandes daños al paciente e incluso la muerte (figura 1.6.b), ambos términos se retoman y se analizan con mayor profundidad más adelante.

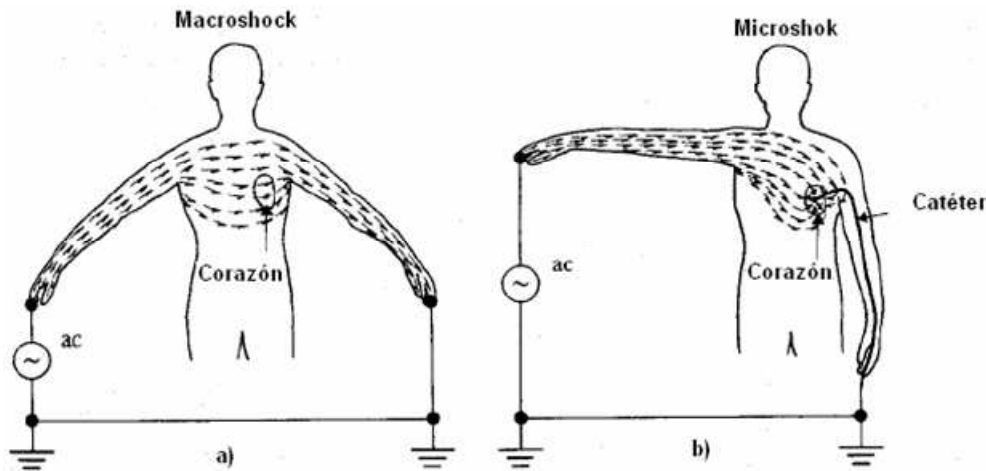


Figura 1.5 Efectos de los puntos de entrada en la distribución de la corriente por el cuerpo.

Fuente: *Medical Instrumentation, J. Webster, 1992.*

1.2.2 Daños de Otros Tipos.

Los incendios, provocados por cortocircuitos (motivados generalmente por un funcionamiento incorrecto de las instalaciones) son uno de los daños mas 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.

1.3 Clasificación de los riesgos de los sistemas eléctricos y sus aplicaciones según características específicas.

Pueden establecerse varias clasificaciones de los sistemas y aplicaciones eléctricas. A continuación se establece una clasificación basada en los siguientes criterios:

- Por el riesgo de electrocución: Alta Tensión. Baja Tensión. Muy Baja Tensión de Seguridad.

Para que se produzca el paso de corriente a través del cuerpo humano es necesario que se cierre un circuito como el de la figura siguiente:

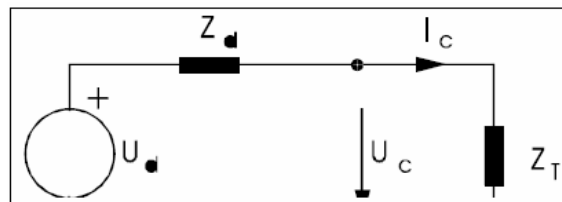


Figura 1.6 Circuito en el que se representa el paso de corriente a través del cuerpo humano.

Fuente: Los Riesgos Eléctricos y su Ingeniería de Seguridad. M. Toledo, U. Politécnica, España.

En el circuito, Z_T representa la impedancia del cuerpo humano. La intensidad I_c se calcula como

$$I_c = \frac{U_d}{Z_T + Z_d}$$

Donde:

I_c = Corriente que circula por el cuerpo humano

U_d = Voltaje o Tensión de alimentación

Z_d = Impedancia de los conductores aislados

Z_T = Impedancia del cuerpo humano

Una característica de los materiales aislantes es su resistividad y otra su rigidez dieléctrica o máxima tensión (kV/cm) que pueden soportar manteniendo sus características (entre ellas su alta resistividad). Por lo tanto, el empleo de tensiones altas presenta mayor riesgo por varios motivos:

En primer lugar, cuando se tiene un circuito como el de la figura anterior, cuanto mayor sea la tensión mayor será la intensidad.

En segundo lugar, cuanto mayor es la tensión mayor será la probabilidad de que se produzca un circuito como el de la figura, por superar la rigidez dieléctrica de los aislantes.

Al aproximarse a una instalación con conductores no aislados se producen efectos capacitivos (separación de dos conductores por un dieléctrico), estos efectos, aunque presentan impedancias altas, pueden provocar intensidades peligrosas si la tensión aumenta. Por este motivo es necesario mantener unas distancias mínimas (en función de la tensión) a los elementos no aislados.

El Código Eléctrico Nacional (NEC), establece una clasificación de los sistemas eléctricos por el nivel de tensión⁶. Como resultado de esta clasificación tenemos tres grandes grupos: sistemas de Alta tensión, de Baja Tensión, y de Muy Baja Tensión de Seguridad.

1.3.1 Sistemas Eléctricos de Alta Tensión.

Son sistemas de alta tensión aquellos en los que se utilizan tensiones alternas de valor eficaz[†] 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).

⁶ Fuente: Código Eléctrico Nacional (National Electrical Code).

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).

1.3.2 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.

1.3.3 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 enfría 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.

1.4 Monitoreo, Riesgos y Seguridad Eléctrica.

1.4.1 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 los tomas eléctricos y conexión a tierra en el entorno del paciente.

En este apartado se van a comentar algunos métodos de distribución de líneas de potencia en las instituciones hospitalarias. Posteriormente, se estudiarán diversas situaciones peligrosas que pueden ocasionar peligros de macroshock y microshock.

En la figura 1.7 se muestra un diagrama simplificado de un sistema de distribución de energía eléctrica. La energía es distribuida por una compañía de servicio eléctrico desde una subestación principal hasta una subestación del hospital, normalmente mediante cables subterráneos que transportan alta tensión.

Por medio de un transformador reductor con toma central se obtiene una alimentación de baja tensión.

El secundario del transformador de la subestación, generalmente tiene toma intermedia o toma central y se conecta a un anclaje de conexión a tierra. A partir de aquí se desarrolla la instalación eléctrica del edificio.

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.

El uso del conducto como conector a tierra puede presentar ciertos peligros debido a la corrosión o un aumento de la resistencia del conducto hasta un nivel peligroso.

Por este motivo las normas NEC (1990) en E.E.U.U. exigen un sistema de tierra equipotenciales⁷ en los lugares donde haya pacientes susceptibles a la electricidad.

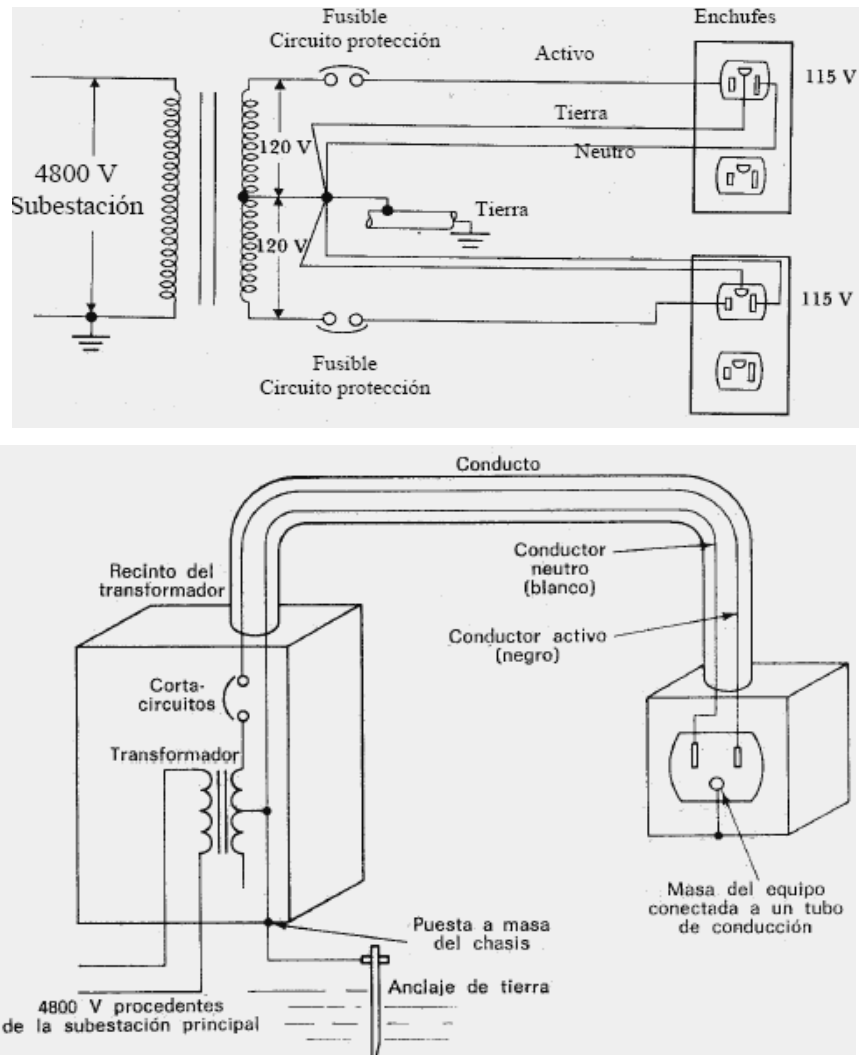


Figura 1.7 Esquema simplificado de la distribución eléctrica.

Fuente: *Instrumentación y Medidas Biomédicas*, L. Cromwell, 1980; *Medical Instrumentation*, J. Webster, 1992.

⁷ Referirse al Apartado I.4.7.3 de este capítulo: Puesta A Tierra y Equipotencialidad.

1.4.2 Cuidado y Monitorización de Pacientes en Áreas Críticas Hospitalarias. Entorno Eléctrico del Paciente.

Uno de los logros más importantes en la medicina moderna en cuanto a cuidados intensivos, es la disponibilidad de sistemas de monitorización de pacientes. Previo a la invención de estos dispositivos, era casi imposible obtener información en tiempo real de pacientes gravemente enfermos.

Los cuidados intensivos consistieron únicamente en colocar una sola enfermera durante las 24 horas del día, lo cual se ha convertido con el tiempo en algo familiar dentro del hospital.

Actualmente, se cuenta con sistemas electrónicos de monitoreo para pacientes críticos, de tal forma, que se creó unidades especiales para este tipo de pacientes en las que se les brinda la atención y cuidados apropiados por enfermeras altamente expertas en esta especialidad.

De este modo, se es capaz de prestar un servicio de mejor calidad a mayor número de pacientes y se es capaz de reaccionar más rápidamente y de forma adecuada ante una situación de emergencia.

El sistema estándar de monitorización de paciente en cuidados intensivos posee dos aspectos importantes: Monitoreo de Cabecera y Estación Central de Monitoreo. En algunos casos, los sistemas de estación central se encuentran como esclavo del Monitor de Cabecera, ya que, éste simplemente repite los mismos datos obtenidos por el Monitoreo de Cabecera.

En otras ocasiones, la estación central posee un papel más protagónico en la determinación de la condición del paciente.

1.4.2.1 Monitoreo de Cabecera.

El monitoreo de cabecera es un instrumento electrónico que colecta datos fisiológicos del paciente para luego mostrarlos de forma local, es decir, dentro del cuarto del paciente, o transmite esta señal a la Estación Central.

La mayoría de los Monitores de Cabecera en la actualidad realizan ambas funciones. Esta transmisión puede ser análoga o digital.

Hace algunos años, los sistemas monitoreo móviles eran muy populares en las unidades de cuidados intensivos ya que la Estación Central no estaba tan difundida. Actualmente, las unidades móviles aún son muy utilizadas para la transportación de los pacientes y para realizar un monitoreo a pacientes que lo ameriten y que por una u otra razón no se encuentran en la Unidad de Cuidados Intensivos.

1.4.2.2 Estación Central de Monitoreo

La Estación Central de Monitoreo realiza diversas funciones en el ambiente de cuidados críticos. Una de ellas consiste en permitir una visión más amplia tanto para médicos como enfermeras, haciendo posible mantener un panorama claro del estado de los pacientes, lo que reduce el número de enfermeras y médicos necesarios en esta unidad. La consola que forma parte de la estación central, provee un arsenal de osciloscopios de multicanal, medición del ritmo cardiaco, en ocasiones medición de la presión sanguínea también, Terminal de computador, un panel de visualización del estado de la alarma y un sistema de comunicación. Con esta información desplegada, es necesaria solamente una persona, quien puede estar al tanto de la situación y estado de varios pacientes al mismo tiempo, obviando la necesidad de colocar una enfermera a tiempo completo para cada paciente. El equipo de monitorización es utilizado en otras áreas, como quirófano.

1.4.2.3 Elementos de Monitorización en Cuidados Críticos.

Los parámetros fisiológicos a monitorear, deben ser elegidos cuidadosamente, teniendo en cuenta el coste, complejidad y la seguridad del equipo. Hay ciertos parámetros que proporcionan información vital y que se pueden medir con exactitud con un coste relativamente reducido. Por ejemplo, la señal electrocardiográfica, de la cual se deduce fácilmente el ritmo cardiaco, temperatura y presión sanguínea.

1.4.3 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. Microshocks 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 conductoras cualesquiera en las proximidades del paciente están especificados en los códigos NEC de 1990, artículo 517-15 NEC, ANSI/NFPA⁸ 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, véase figura 1.8.

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

⁸ANSI: Instituto Americano de Estándar Nacional (American National Standards Institute).
NFPA: Asociación Nacional De la Protección contra Incendios (National Fire Protection Association)

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[†], y al menos uno de estos tiene que estar de forma individual en un tablero (panelboard). Es permitido un punto de aterrizaje paciente – equipos⁹.

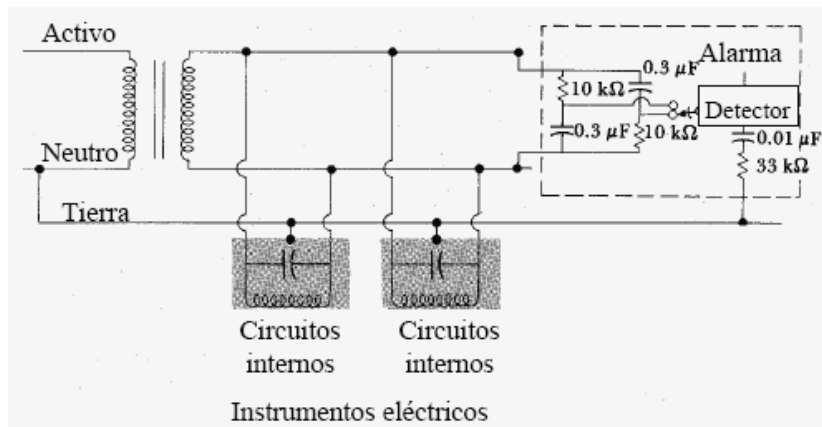


Figura 1.8 Sistema de alimentación con aislamiento por transformador con un monitor de aislamiento de línea para detectar derivas a tierra.

Fuente: *Medical Instrumentation*, J. Webster, 1992.

Los riesgos eléctricos del monitoreo son considerables, existiendo actualmente medidas para evitarlos, mejor construcción del material y mayor conocimiento de las normas de utilización de ellos.

Existen varios puntos importantes que considerar y que pueden contribuir a aumentar los riesgos del monitoreo, y que se deben conocer para evitarlos.

1. Energía eléctrica utilizada en el paciente en condiciones normales; existen riesgos para:
 - a) El paciente, por quemaduras a nivel de los electrodos de monitoreo.
 - b) Para el operador, un choque eléctrico en el curso de una desfibrilación.

2. 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.

⁹ Fuente: NEC – 70 – 1990, Artículo 517-19.

En efecto, una corriente de fuga intracardiaca de 0,1 miliamperes representa una gran posibilidad de provocar fibrilación, pero si el catéter se encuentra en un vaso de mayo tamaño, se requiere de dos miliamperes 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.

1.4.4 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 aíslen 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.

Esta medida de protección puede comprenderse fácilmente analizando la figura 1.9.

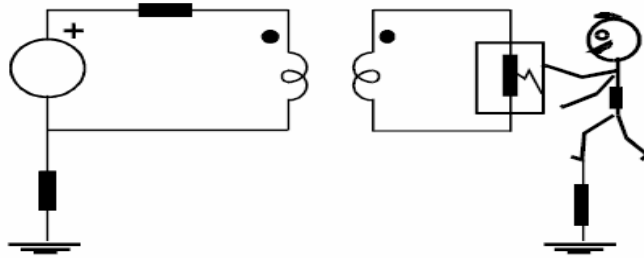


Figura 1.9 Separación de circuitos mediante transformador de aislamiento.

Fuente: Los Riesgos Eléctricos y su Ingeniería de Seguridad. M. Toledo, U. Politécnica, España.

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.

1.4.5 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).

1.4.6 Riesgo de Descargas (Shock) debidas al Equipo Eléctrico.

Como se ha comentado, las descargas eléctricas pueden circular diversos órganos en función del camino que recorre ésta al atravesar el cuerpo humano.

El órgano más susceptible a la corriente eléctrica es el corazón puesto que pueden producirse fibrilaciones y conllevar la muerte del paciente. Según el camino recorrido por la corriente pueden darse dos situaciones: macroshock y microshock.

1.4.6.1 Riesgo de 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 como se muestran en la figura 1.10.a.

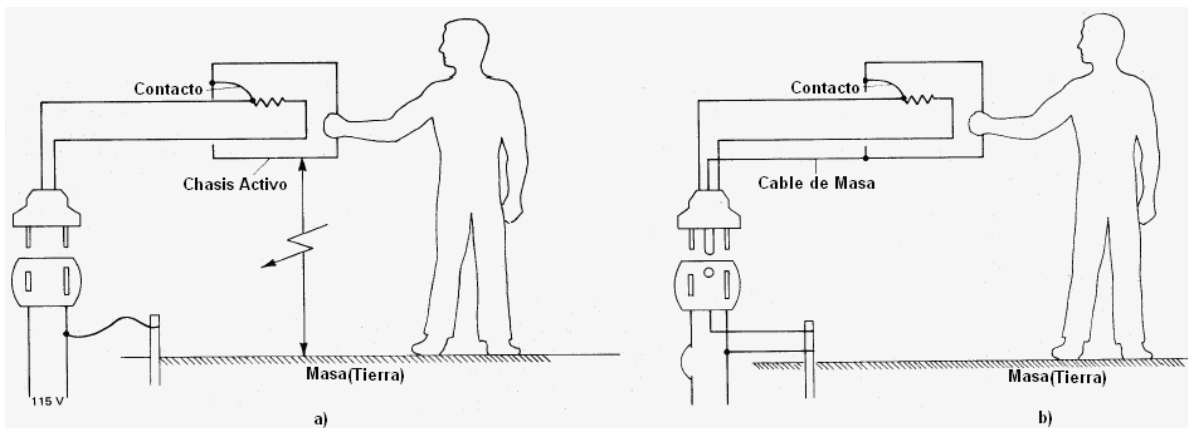


Figura 1.10 Riesgos de macroshock.

Fuente: *Instrumentación y Medidas Biomédicas*, L. Cromwell, 1980.

La finalidad de la polarización del equipo 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 (figura 1.10.b).

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 ¹⁰. 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.

1.4.6.2 Riesgo de Microshock.

Aunque el riesgo de macroshock sólo se produce por lo general como consecuencia de una pérdida del aislamiento, se pueden crear riesgos de microshock en equipos con aislamiento en perfecto estado.

¹⁰ Fuente: Seguridad Eléctrica, R. Navarro, España.

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 produce una corriente de 10 μA ¹¹. 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 1.11 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.

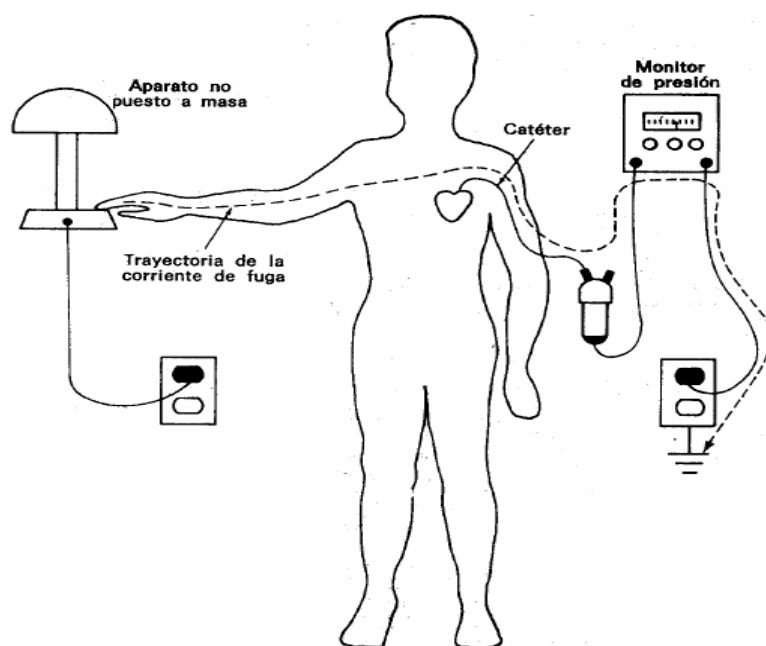


Figura 1.11 Riesgo de microshock. Fuente: Instrumentación y Medidas Biomédicas, L. Cromwell, 1980

¹¹ Fuente: Instrumentación Médica (Medical Instrumentation), J. Webster, 1992..

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 1.11 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. Las principales causas que pueden provocar situaciones de riesgo de microshock son las siguientes:

1.- Defecto o rotura del conductor de puesta a tierra: de esta forma, gran parte de la corriente por 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 1.12). 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).

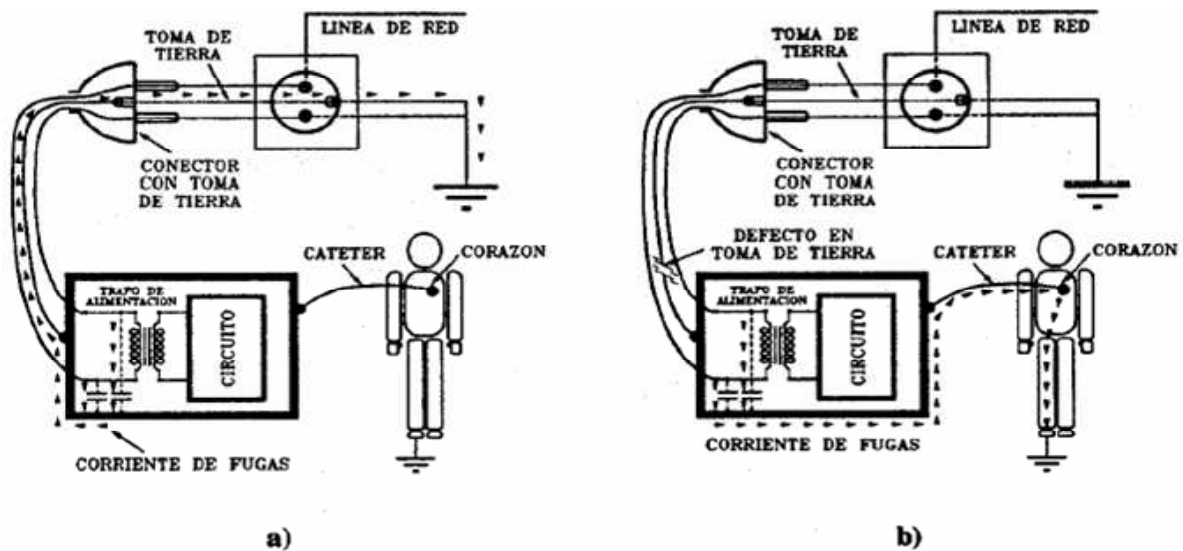


Figura 1.12 Defecto o rotura del conductor de puesta a tierra.

Fuente: Seguridad Eléctrica. R. Navarro. U. Alcalá, España.

2.- Superficies metálicas cercanas al paciente y no conectadas a tierra: Otro caso de riesgo sucede cuando el paciente toca un aparato o dispositivo que tiene corriente de fugas. Estas corrientes pueden cerrarse a tierra a través del catéter y del equipo de medida. El mismo caso se produce si es otra persona la que facilita esta conexión (figura 1.13) 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.

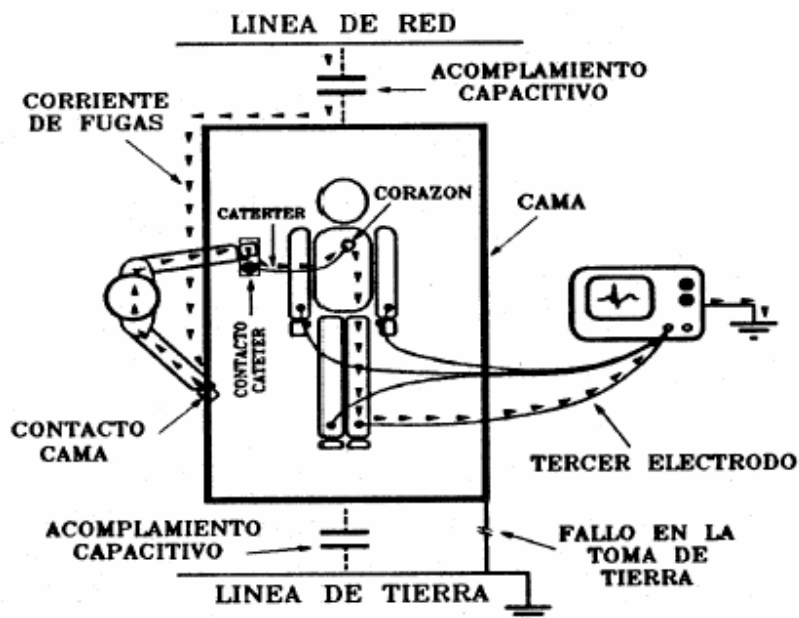


Figura 1.13 Superficie no conectada a tierra.

Fuente: Seguridad Eléctrica. R. Navarro. U. Alcalá, España.

3.- Equipos conectados a diferentes potenciales de tierras: Puede suceder que si no se dispone de un equipo de tierras equipotenciales existan 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.

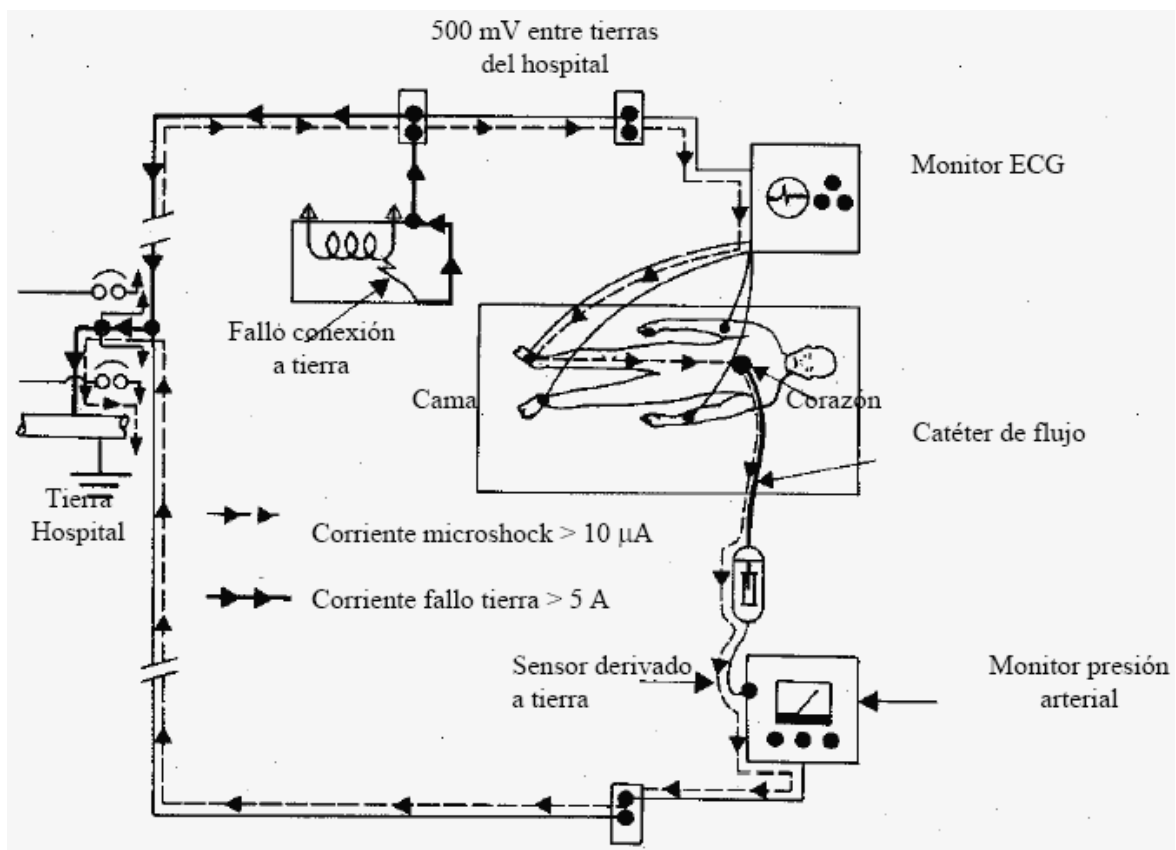


Figura 1.14 Equipos conectados a diferentes potenciales de tierra.

Fuente: Medical Instrumentation, J. Webster, 1992.

4.- Equipos alimentados a baterías: Los equipos alimentados con baterías y por lo tanto aislados eléctricamente de tierra, también pueden presentar problemas o riesgos en el paciente. Por ejemplo, en la utilización del electrobisturís, 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.

1.4.6.3 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 cardíaca.

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 intra cardíacos para el registro del electrograma (EGM) [†].
- 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 k Ω y 1 M Ω ¹² 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 Ω y la resistencia de la piel puede ser bastante variable, tal y como se planteó anteriormente.

1.4.6.4 Circuitos Eléctricos Equivalentes.

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

¹² Fuente: Ingeniería Clínica, E. Rodríguez, 1997.

1.- Defecto o rotura del conductor de puesta a tierra: En la figura 1.15 puede observarse dos situaciones diferentes de riesgo de microshock donde existe un defecto o rotura de la puesta a tierra así como sus circuitos eléctricos equivalentes. Puede observarse que para una tensión de red de 120 V, y una capacidad parásita de 2500 pF pueden originarse corrientes de fuga de 110 μA considerando que la resistencia de la piel es de 100 K Ω y la del cuerpo 500 Ω .

La corriente eléctrica puede calcularse:

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

Donde:

I = Corriente Eléctrica
w = Frecuencia
C = Capacidad Parásita
Rtotal = Resistencia Total del Cuerpo humano

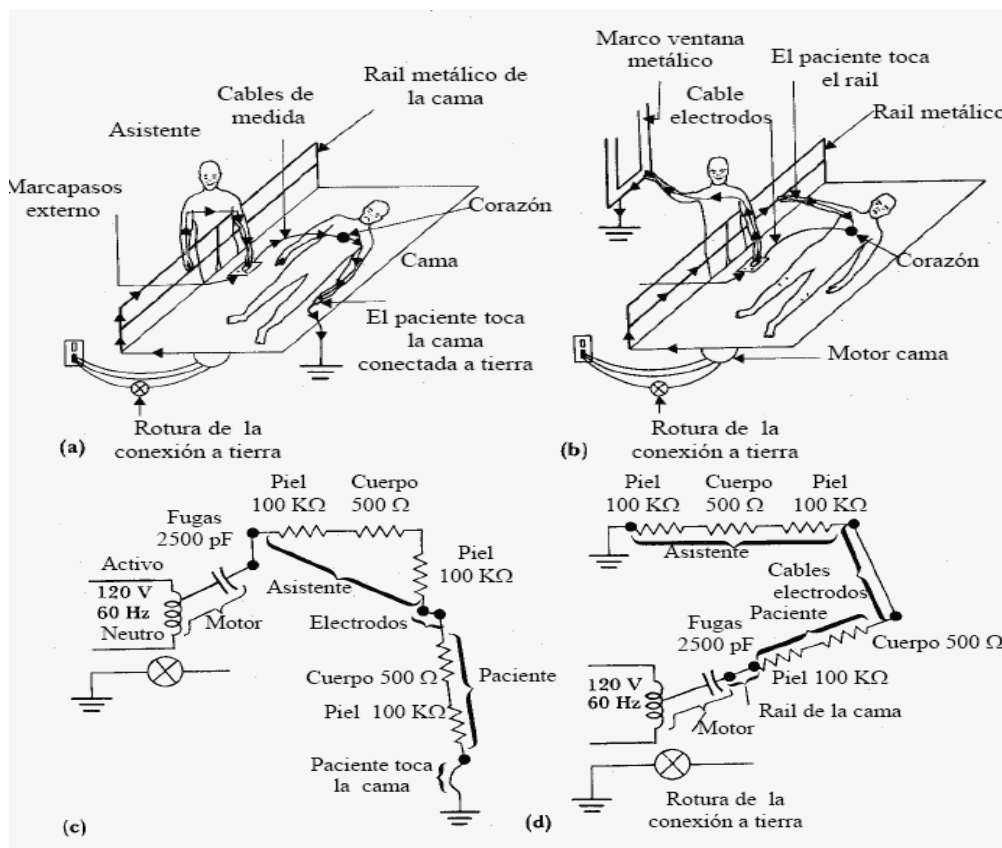
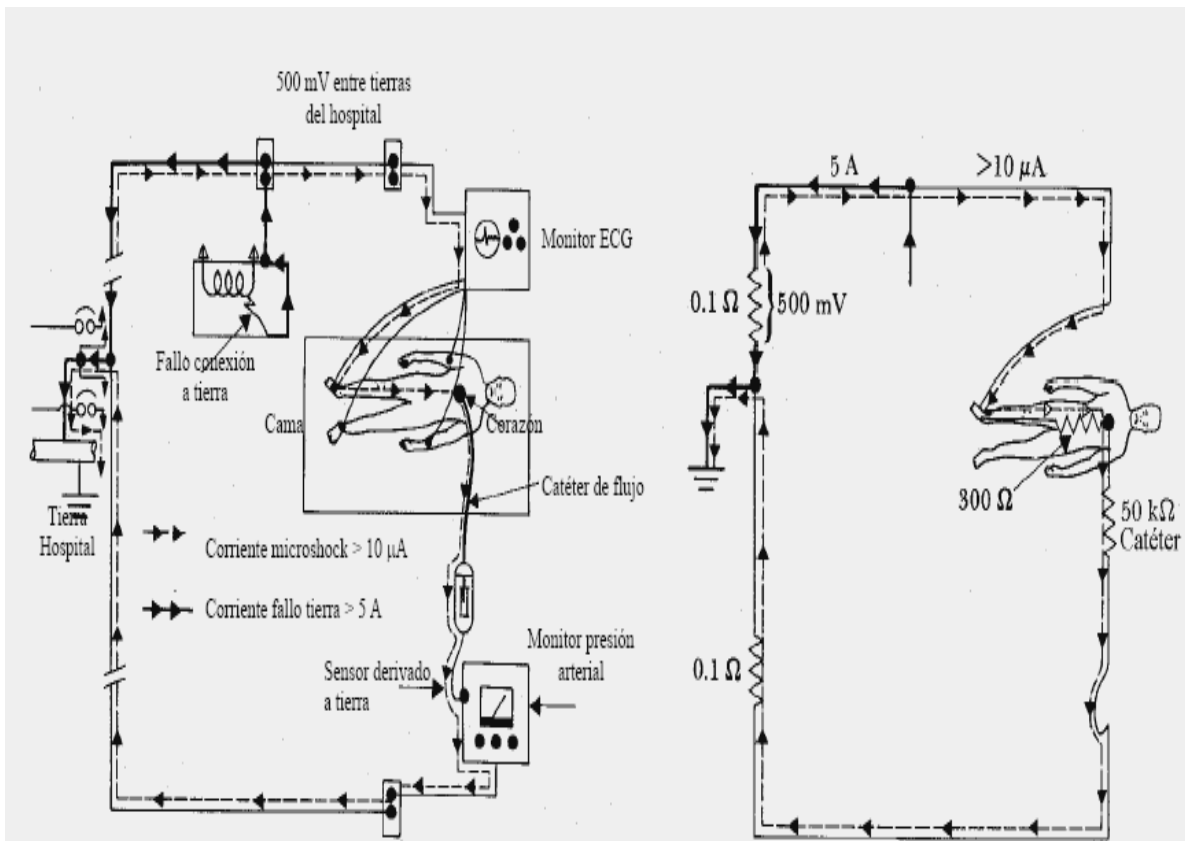


Figura 1.15 a) Microshock provocado por catéter en el corazón. b) Otra situación de microshock. c) Circuito equivalente para a). d) circuito equivalente para b).

Fuente: Medical Instrumentation, J. Webster, 1992.

2.- Equipos conectados a diferentes potenciales de tierra: La figura 1.16 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.



a) Riesgo de microshock debido a la existencia de equipos conectados a diferentes potenciales de tierra. b) Circuito equivalente.

Fuente: *Medical Instrumentation*, J. Webster, 1992.

3.- Acople capacitivo en sistemas de alimentación aislados: En la figura 1.17 puede observarse las capacidades parásitas que pueden aparecer entre los cables de alimentación y el chasis del equipo que pueden provocar riesgos de microshock.

Considerando que C_A y C_B representan las capacidades parásitas del monitor de ECG y equipo de medición y C_S las capacidades parásitas entre los conductores de la fuente de alimentación.

En el circuito 1.17.b) se ha representado el circuito equivalente de la figura 1.17.a) donde se supone que la resistencia del paciente es 500Ω , $C_A + C_S$ es 3000 pF y las diferencia entre $C_{B1}-C_{B2}$ es 1500 pF .

En este caso, la corriente que circula por el corazón es aproximadamente $50 \mu\text{A}$, superando los límites de riesgo de microshock.

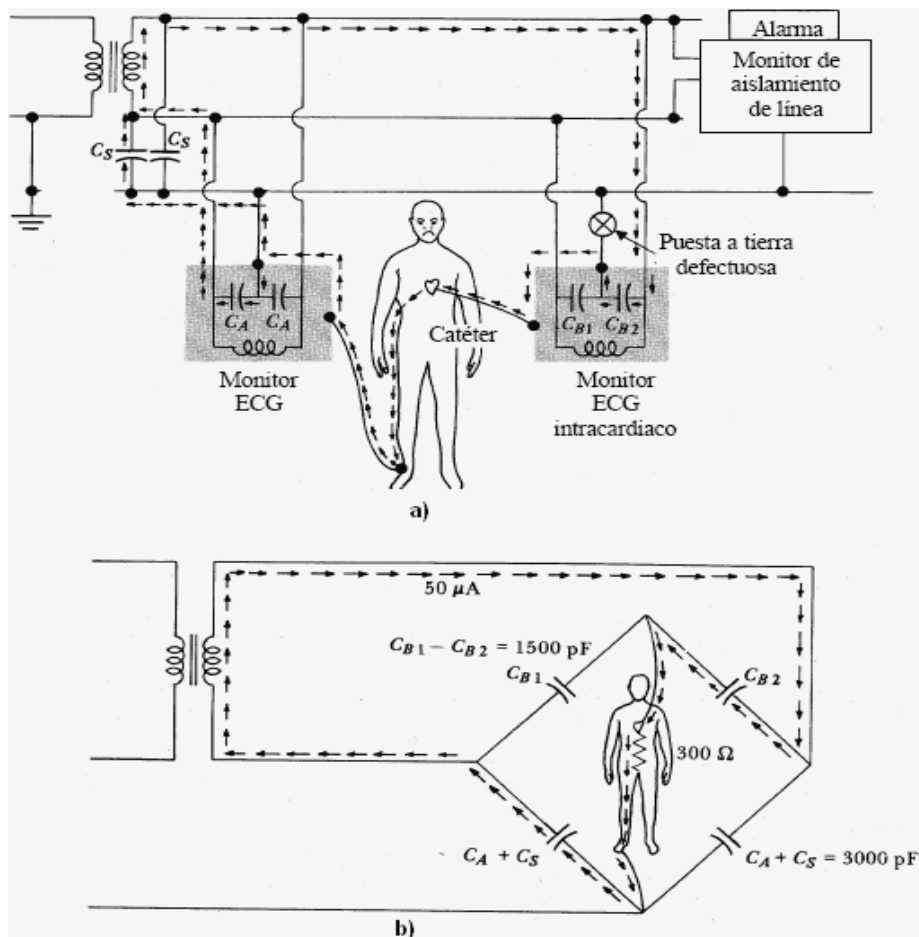


Figura 1.17 a) Acople capacitivo del sistema de alimentación sobre el paciente. b) Circuito equivalente. El monitor de aislamiento de línea también puede añadir una capacidad en paralelo con C_A y C_B .

C_A y C_B .

Fuente: Medical Instrumentation, J. Webster, 1992.

1.4.7 Dispositivos de Seguridad de los Sistemas de Energía Eléctrica.

Varias técnicas están disponibles para proteger al personal hospitalario y a pacientes contra choque eléctrico. Algunos de ellos son interruptor con detección de falla a tierra (GFCI), transformador de aislamiento, puesta a tierra equipotencial, etc.

1.4.7.1 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 1.18.b se muestra el tiempo de desconexión (trip time) en función de la corriente de fugas a tierra detectada.

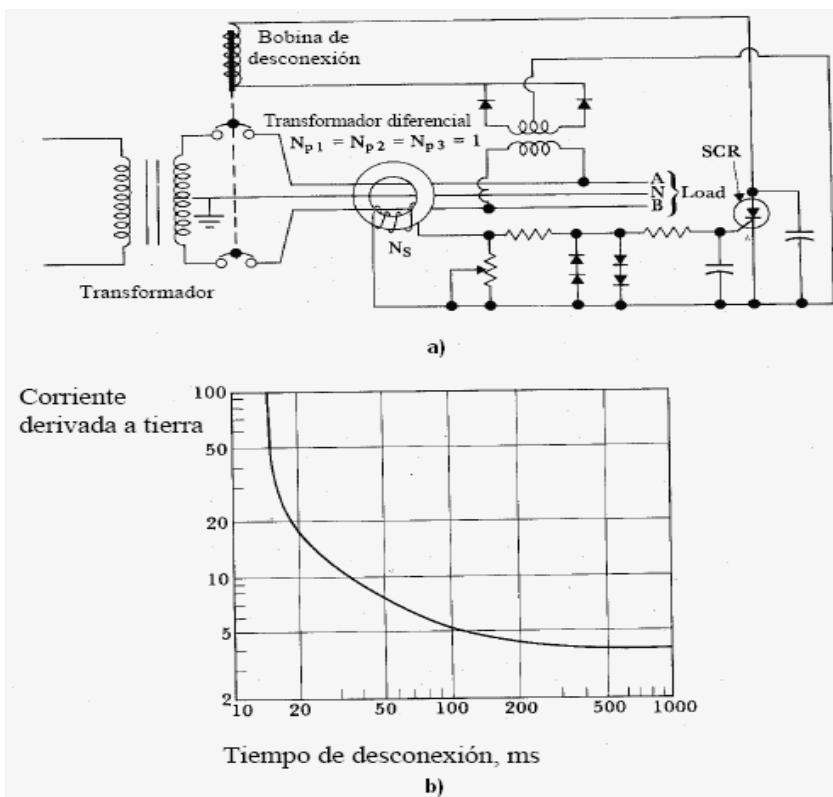


Figura 1.18 a) Esquema de un interruptor de falla a tierra (GFCI).

b) Tiempo de desconexión del equipo en función de la corriente derivada.

Fuente: Medical Instrumentation, J. Webster, 1992.

1.4.7.2 Transformadores de Aislamiento.

Desafortunadamente, aún 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 (figura 1.19), 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.

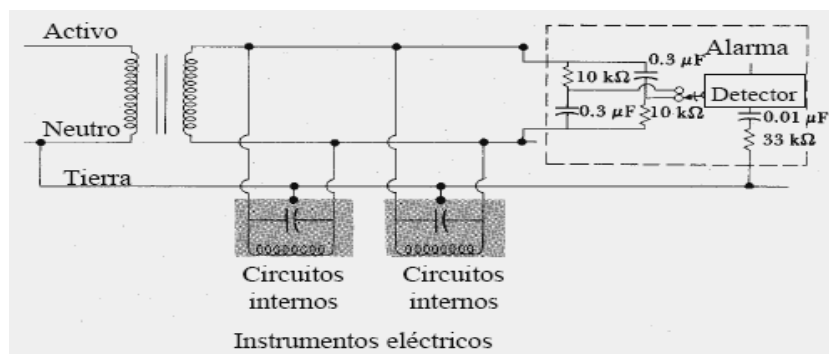


Figura 1.19 Sistema de alimentación con aislamiento por transformador con un monitor de aislamiento de línea para detectar derivas a tierra.

Fuente: *Medical Instrumentation*, J. Webster, 1992.

1.4.7.3 Puesta A Tierra y Equipotencialidad.

Otra técnica que reduce el choque eléctrico es poner tierra equipotencial.

Esto se lleva a cabo agregando un alambre de tierra a cada chasis del equipo en un punto central que está en paralelo con el tercer alambre del cable eléctrico.

Si el chasis de todo el equipo está al mismo potencial no habrá corrientes de fugas hacia al corazón.

En aquellos equipos con partes conductoras accesibles o que sean de clase II, III, alimentación interna o bien del tipo CF (la clasificación de los equipos médicos son definidos en la sección siguiente), se dispondrá de un terminal de equipotencialidad que permite conectar entre sí todos los equipos que rodean al paciente. Un principio importante en el conexionado del equipo a la red es el de no utilizar extensiones del cable de alimentación ya que se puede aumentar la resistencia del tercer terminal.

La figura 1.20 muestra diversos casos de riesgos debidos a la falta de equipotencialidad o defectos de aislamiento de los equipos.

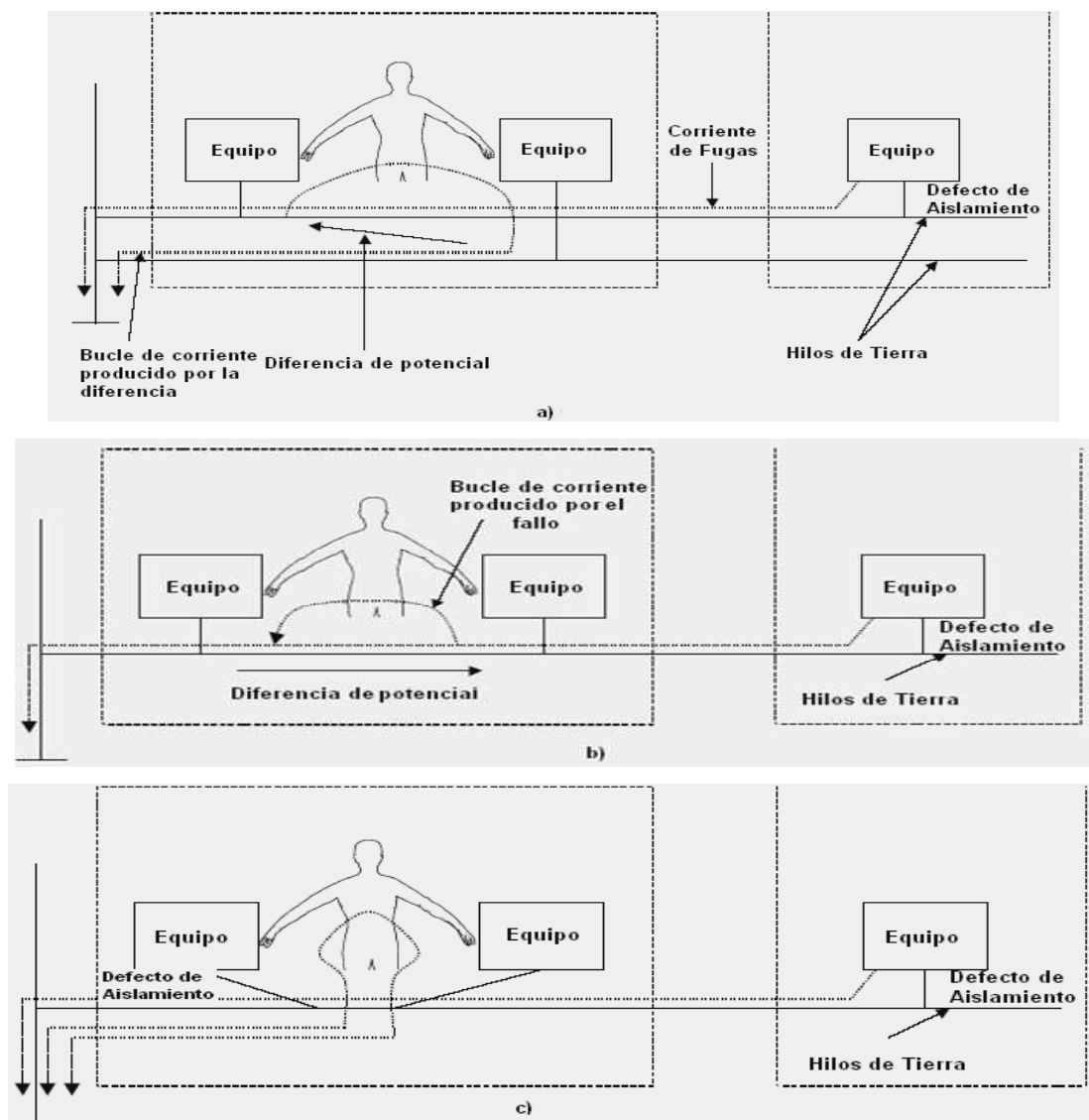


Figura 1.20 Riesgos debidos a la falta de equipotencialidad o defectos de aislamiento de los equipos.

Fuente: *Biomedical Equipment: Use, Maintenance and Management*, J. Carr, 1992.

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 $10 \mu\text{A}$ 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.

En el ejemplo de la figura 1.21 se muestra que todas las tomas de corriente de una habitación están agrupadas en un panel. Los contactos de toma de tierra del equipo que hay en las tomas de corrientes están unidos por una línea de tierra. Además todos los equipos u objetos metálicos se conectan a esta línea (tierra de referencia) mediante cables de conexión independientes. Este sistema garantiza que todos los objetos que puedan entrar en contacto con el paciente estén al mismo potencial con tal que las conexiones individuales de toma de tierra de todos los equipos eléctricos se encuentren intactas.

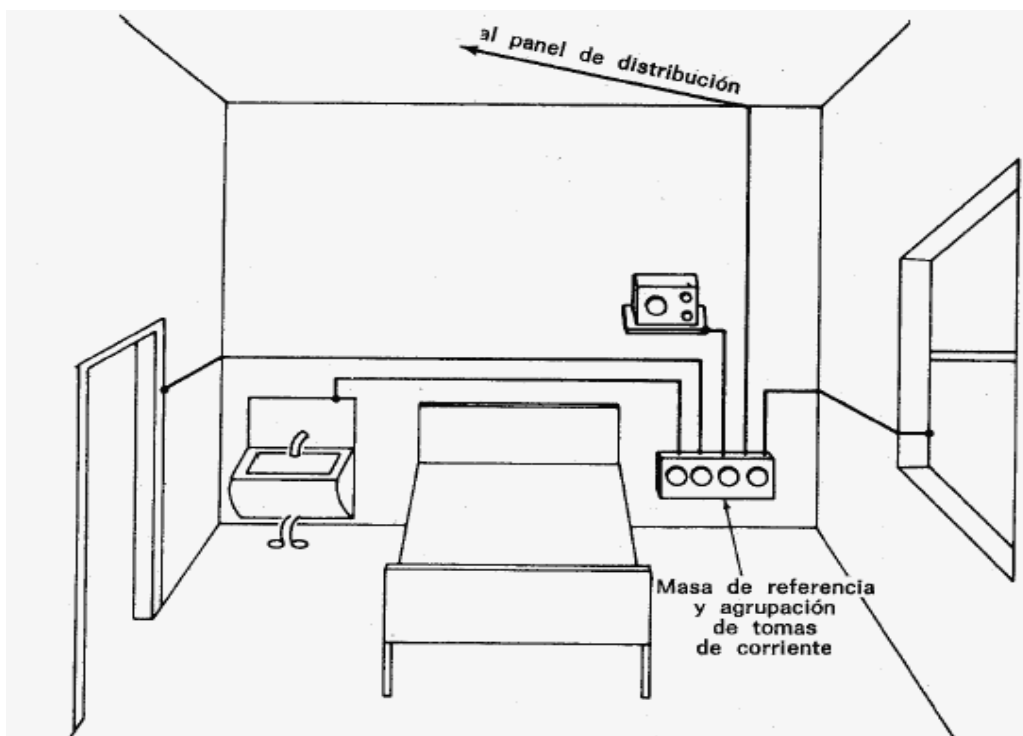


Figura 1.21 Principios del sistema equipotencial de tierras en habitación del paciente.

Fuente: *Instrumentación y Medidas Biomédicas*, L. Cromwell, 1980.

1.5 Clasificación de los Equipos Biomédicos en relación con la Seguridad Eléctrica.

Para que un equipo biomédico pueda ser introducido en el mercado, éste debe ser diseñado de acuerdo con las especificaciones establecidas acorde a la función a realizar, así como también deberá cumplir con niveles de seguridad, los cuales son establecidos por diversas entidades; son numerosos los organismos, instituciones y normas que se dedican a establecer los niveles de seguridad y comprobar que éstos se cumplen. Entre estas instituciones pueden citarse: Asociación Española de Normalización y Certificación (AENOR), Comisión Electrotécnica Internacional (CEI), Organización Internacional de Normalización, Instituto de Ingenieros Eléctricos y Electrónicos (IEEE: The Electrical And Electronics Engineers).

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

1. Según la protección utilizada:

- Clase I: Equipos cuya 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.

- 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 capte o emita. Ello disminuiría el doble aislamiento y en consecuencia la protección.

- 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.

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

2. Según el nivel de protección:

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

- Tipo BF: Aquellos de tipo B con la entrada o parte aplicada al paciente 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.

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

1.6 Tipos de Precauciones y Límites en el Diseño de Equipos.

Existen dos métodos principales para proteger a los pacientes y aumentar su seguridad.

De esta forma pueden establecerse dos principios en cuanto a las precauciones que deben tenerse en cuenta a la hora de diseñar y posteriormente utilizar un equipo: *Principio de aislamiento del paciente y Principio de equipotencialidad.*

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

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

1.6.1 Cubiertas y Protecciones.

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

1.6.2 Aislamiento e Impedancias de Protección.

Las partes del equipo aplicadas al paciente deberán aislarse de las partes sometidas a tensión y en particular de la red eléctrica. Nunca se permitirán mayores fugas que las correspondientes a un "primer fallo".

Las formas en las que esto se puede conseguir son variadas y entre ellas pueden citarse: aislamiento básico y puesta a tierra, cubriendo la parte del equipo aplicada con un conductor a tierra, separando la parte aplicada del equipo con otro circuito de puesta a tierra, por doble aislamiento, utilizando impedancias de protección colocadas en los sitios adecuados y uso de amplificadores de aislamiento.

Para romper posibles lazos de corriente, actualmente se utilizan 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 1.22), aunque algunos llevan incorporados conversores 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 ($>10\text{ M}\Omega$), alto voltaje de aislamiento ($>1000\text{ V}$) y alto rechazo al modo común (CMRR).

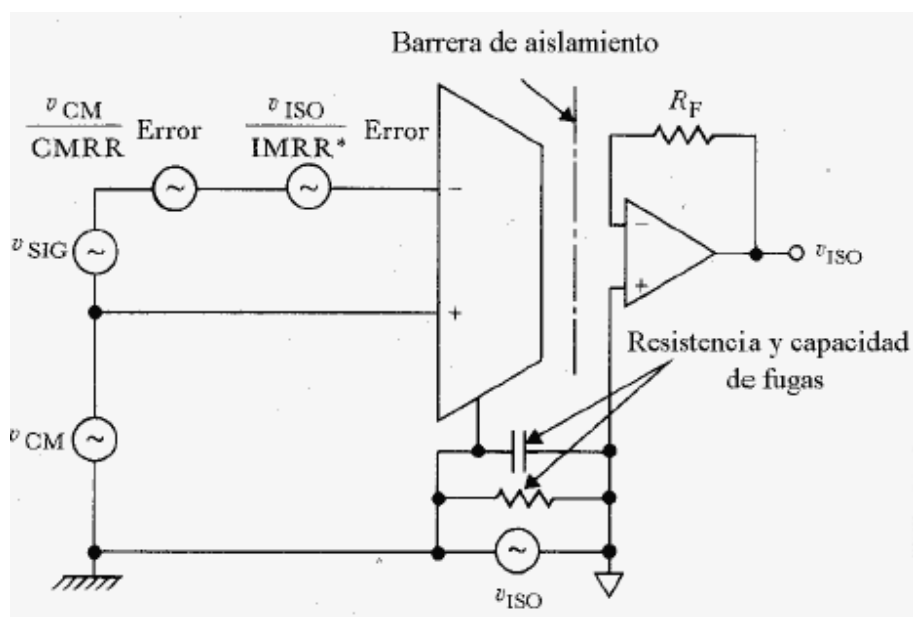


Figura 1.22 Amplificador de aislamiento.

Fuente: *Medical Instrumentation*, J. Webster, 1992.

1.6.3 Corrientes de Fuga.

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

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

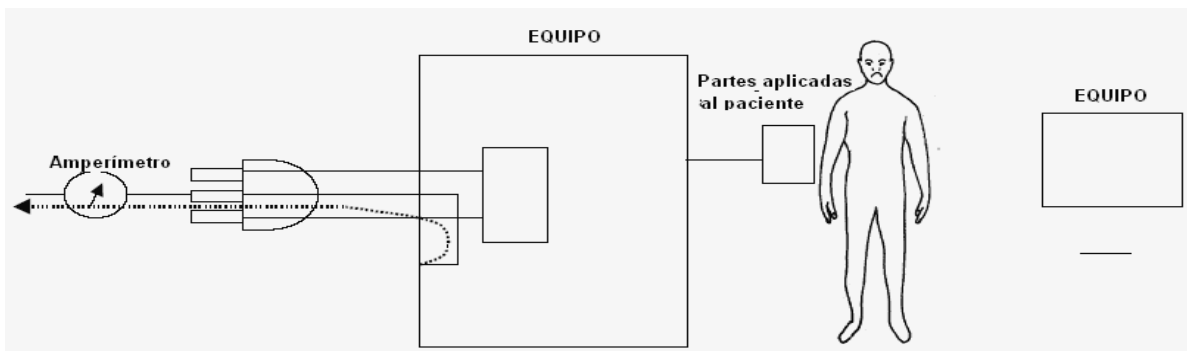


Figura 1.23 Corriente de fugas a tierra. Fuente: Seguridad Eléctrica. R. Navarro, U. Alcalá, España

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

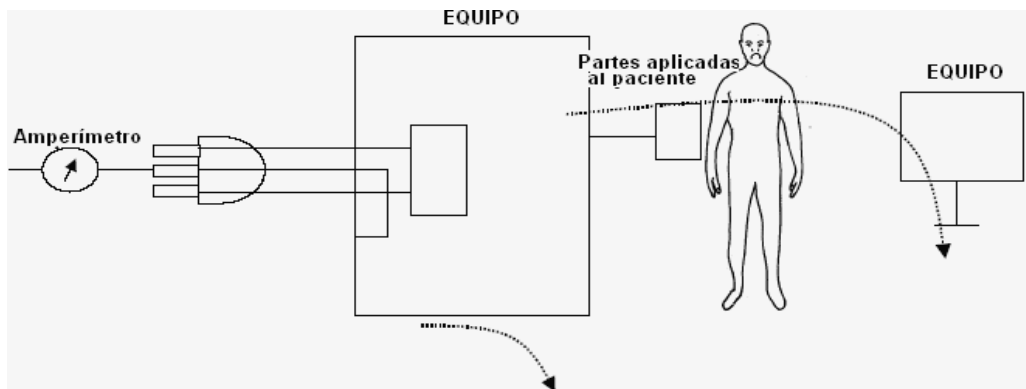


Figura 1.24 Corriente de fugas del chasis. Fuente: Seguridad Eléctrica. R. Navarro, U. Alcalá, España

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

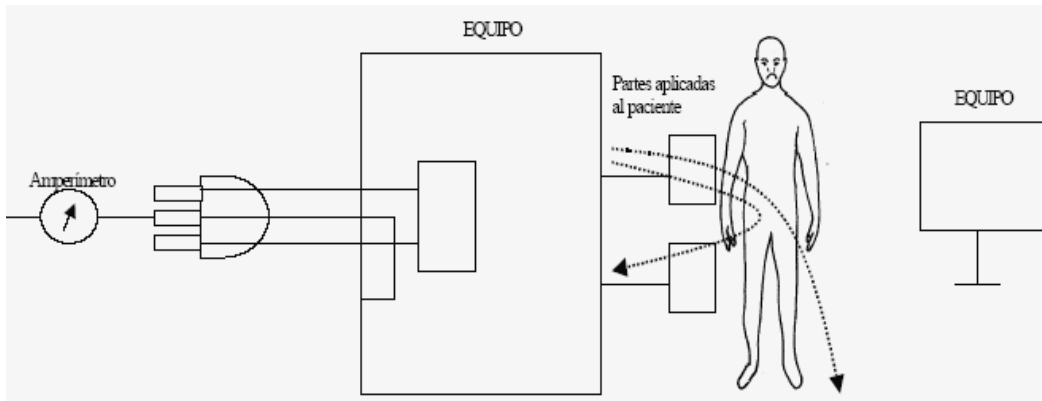


Figura 1.25 Corrientes de fuga del paciente. Fuente: Seguridad Eléctrica. R. Navarro, U. Alcalá, España

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

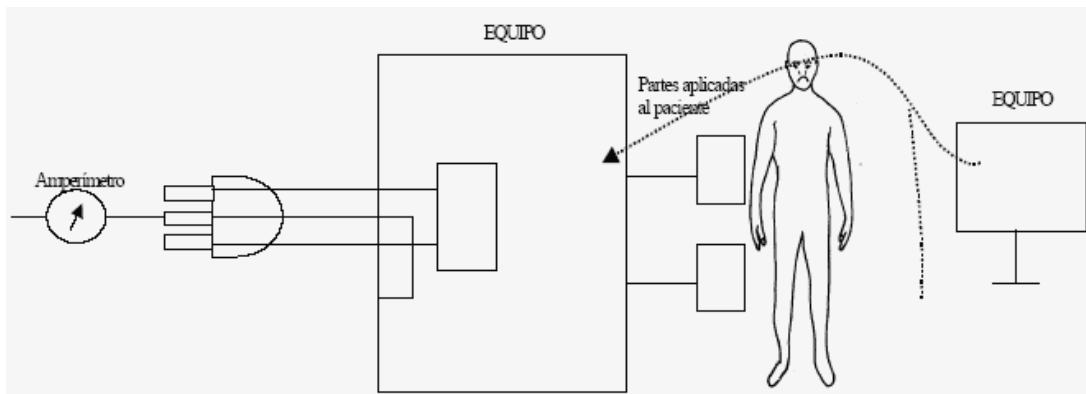


Figura 1.26 Corriente auxiliar del paciente. Fuente: Seguridad Eléctrica. R. Navarro, U. Alcalá, España

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

La tabla 1.3 muestra las corrientes de fuga en mA de primer fallo para diversos tipos de equipos, de acuerdo al tipo de construcción de éstos.

Camino de la Corriente	Tipo B		Tipo BF		Tipo CF	
	FN	1er Fallo	FN	1er Fallo	FN	1er Fallo
Fuga a Tierra	0.5	1	0.5	1	0.5	1
Fugas del Chasis	0.1	0.5	0.1	0.5	0.1	0.05
Fugas del paciente con la red en la entrada y salida de señal	---	5	---	---	---	---
Fugas del paciente con la red en una parte aplicada al paciente	---	---	---	5	---	0.05
Corriente auxiliar	0.01	-	0.1	-		
Corriente de paciente	0.1*	0.5	0.1*	0.5	0.01	0.05
*para pletismografía [†] de impedancias	FN= Funcionamiento Normal					

Tabla 1.3 Corrientes de fuga de primer fallo para diferentes equipos.

Fuente: Seguridad Eléctrica. R. Navarro, U. Alcalá, España.

La tabla 1.4 muestra los valores de corriente de fugas establecidos por ANSI/NFPA 99–1984, ANSI/AAMI SCL 12–78; estos valores están basados en parámetros fisiológicos.

	ANSI/NFPA 11-1984	ANSI/AAMI ¹³ SCL 12-78
Dispositivos Domésticos (Electrodomésticos, lámparas, etc.)	500 μ A	100 μ A
Contacto de Paciente	100 μ A	100 μ A
Paciente Conectado	100 μ A	50 μ A
Derivaciones Intracardiacas (Catéter de Electrodo dentro del corazón)	20 μ A	10 μ A

Tabla 1.4 Límites máximos de seguridad de corrientes de fuga.

Fuente: IEEE Recommended Practice for Electric Systems in Health Care Facilities, 1995

¹³ AAMI: Avance en la Instrumentación Médica (Advancement of Medical Instrumentation).

La tabla 1.5¹⁴ presenta los valores de corriente de fuga para diferentes equipos

Equipo	Rango de Fuga en μA ¹⁵
Visor de Rayos X	50-150
Equipo de Electrocirugía	100-300
Bomba de Vacío	50-125
Monitor Fisiológico (de un canal)	30-200
Monitor Fisiológico (de ocho canales)	275-350
Equipo Corazón-Pulmón	350-450
Desfibrilador	50-125
Equipo Portátil Rayos X (Con capacitor de carga de 120 V)	30-50
Fibrilador Cardíaco	15-50
Ventilador	100-150
Sincronizador Cardíaco	75-125
Unidad de Hipertermia (unidad individual de paciente)	125-175

Tabla 1.5 Corriente de Fuga por Equipo

Nota: Con excesos en la longitud de los cables de electricidad se añaden valores medibles de corriente de fuga al equipo. Por ejemplo, con un cable de longitud de 60 pies, se puede añadir entre 60 a 130 μA de corriente de fuga al equipo de electrocirugía.

La tabla 1.6¹⁶ muestra valores de corriente de fuga ocasionados por tipo de material empleado en la fabricación de los equipos.

Material Utilizado	Resultado
Alambre TW (Material de aislamiento del cable de alimentación: Cloruro de Polivinilo)	3 μA por pie de alambre
Alambre XLP (Polietileno)	1 μA por pie de alambre

Tabla 1.6 Corrientes de fuga atribuidos al tipo de material y longitud empleado.

¹⁴ Fuente: Libro Blanco de IEEE.

¹⁵ Los rangos mostrados fueron obtenidos de pruebas a equipos encontrados en el medio y funcionando en buenas condiciones. Equipos más antiguos mostraron valores de corrientes de fuga más altos.

¹⁶ Fuente: Libro Blanco de IEEE.

II. Introducción.

Un código es un documento que contiene únicamente requerimientos mandatorios. Utiliza la palabra *deberá* y su proyección es orientada para la adopción legal por alguna autoridad con jurisdicción. Las explicaciones existentes en un código deben aparecer únicamente como notas de impresión fina, notas al pie de la página, y apéndices.

Un estándar contiene también requerimientos mandatorios, pero su conformidad tiende a ser voluntaria; dentro de éstos se dan explicaciones y notas más detalladas. Un manual o guía es un documento que es informativo y tutorial pero no contiene requerimientos. El desarrollo, adopción y uso de estándares y códigos de seguridad eléctrica en instalaciones para el cuidado de la salud ha tenido una ardua y particular historia que continúa en la actualidad. El proceso empezó debido a las trágicas explosiones e incendios causados por ignición eléctrica de los gases anestésicos inflamables como el éter.

A principios de 1970, el miedo que causó la seguridad eléctrica para microshock dio la pauta para algunas propuestas que no resultaron prácticas. Los requerimientos implícitos para sistemas de energía aislados y los requerimientos para corrientes de fuga muy bajas fueron altamente debatidos durante muchos años.

En este capítulo se ha recopilado las normas de seguridad eléctrica para áreas hospitalarias, enfocándose principalmente en aquellas desarrolladas para áreas críticas; para ello, se hará uso de las normas establecidas por el Código Eléctrico Nacional (NEC); como complemento de este capítulo, se desarrollará en la fase de investigación de campo, una guía de seguridad eléctrica que pueda ser aplicada al ambiente hospitalario salvadoreño, por lo tanto, en el presente apartado solamente se enunciarán dichas normas. Para tener una visión más amplia de la evolución e importancia de la seguridad eléctrica en ambientes hospitalarios, se habla un poco sobre su historia.

2.1 Historia de la Seguridad Eléctrica.

La introducción de la electricidad al comercio al cierre del siglo diecinueve trajo con ella la necesidad de saber manejarla con seguridad. Para el ambiente hospitalario, mucho de los programas de seguridad eléctrica comenzaron después de la Segunda Guerra Mundial.

Poco tiempo después, los fondos federales vía Hill-Burton Act¹⁷ aumentó el número de instalaciones hospitalarias. La puesta a tierra como una medida de seguridad eléctrica fue implementada debido a que la mayoría de los accidentes eléctricos ocurridos en el hogar y la industria fueron originados por la energización de metal expuesto.

El NEC, indicó que las piezas metálicas del aparato eléctrico que no portaban corriente podrían prevenir tales accidentes.

Desafortunadamente, para finales de los años 50, la corriente eléctrica en los hospitales fue provista en una manera casual, ecléctica.

En el ambiente hospitalario de los años 60, la electricidad fue utilizada más a menudo: en, adentro y alrededor de los pacientes en un grado más allá de lo concebido solamente algunos años antes. A principios de 1961, se publicaron las primeras noticias sobre el fenómeno "microshock", el cual estaba sucediendo en el campo médico.

¹⁷ Evento en el que se autoriza ayuda al público y otras instalaciones médicas no lucrativas tales como hospitales generales, hospitales especiales, clínicas de reposo, centros de salud pública, e instalaciones de rehabilitación.

En 1969, el médico Carl Walter, quien era en ese entonces un reconocido cirujano, afirmó lo siguiente: "cada año, 1.200 pacientes están siendo electrocutados accidentalmente en los hospitales de Estados Unidos."

Aunque muchos ingenieros y profesionales del cuidado médico creyeron que las estimaciones del Dr. Walter eran poco realistas, el concepto de microshock repentinamente se publicó.

Entonces, el 16 de junio de 1970, Ralph Nader (debido a su libro 1965, Inseguro a cualquier velocidad) dio un discurso en Detroit. En ese discurso, citó, "1200 electrocuciones anuales en hospitales de los Estados Unidos eran muy pocas" por lo que se consultó con otros expertos que indicaban que el número verdadero era perceptiblemente más alto.

Durante los años 70, varias propuestas y regulaciones fueron introducidas para manejar este sospechado problema en los hospitales. En 1971, la NFPA, publicó un estándar recomendado (76BM), para ayudar a los ingenieros a entender los principios de la seguridad eléctrica y a coordinar un programa para realizar pruebas eléctricas a los equipos médicos dentro de las instalaciones.

En 1972, la organización Underwriters Laboratories¹⁸ (UL), publicó el documento UL544 Equipo Médico y Dental, con el objetivo que éste sirviera como guía para los fabricantes de equipos médicos. En 1970, la AAMI publicó el primer estándar eléctrico para las corrientes de fuga, el cual fue adoptado como un estándar americano nacional en 1978.

¹⁸ Es una organización sin fines de lucro, que realizan investigaciones sobre la aplicación de equipos eléctricos y los peligros y riesgos hacia la vida que éstos conllevan. Los equipos que han sido probados y que cumplen con los estándares de UL, se conocen como equipos etiquetados o numerados.

Probablemente, la propuesta más dramática fue la presentada por la Comisión Común para la Acreditación de los Hospitales, Joint Commission on the Accreditation of Hospitals (ahora la Comisión Común para la Acreditación de las Organizaciones del Cuidado de la Salud, Joint Commission on the Accreditation of Healthcare Organizations, JCAHO), en 1976, propuso, que los hospitales mantuvieran programas de control de los equipos médicos para proveer de un entrenamiento de seguridad eléctrica, la creación de un programa de mantenimiento preventivo documentado, y la realización de inspecciones de seguridad semestrales y de funcionamiento a los equipos, así como también, realizar inspecciones anuales a los tomas eléctricos. Actualmente, las instituciones para el cuidado de la salud, dentro de los Estados Unidos, apoyan los programas de ingeniería clínica que proporcionan seguridad eléctrica realizando pruebas de funcionamiento así como mantenimiento preventivo y la reparación de equipo médico. Típicamente, estos programas utilizan las ediciones más recientes de NFPA 70, NFPA 99, NFPA 101, Estándares recomendados por AAMI, y manuales de la Joint Commission Accreditation para sus estándares de referencia.

2.2 Sistemas de Distribución Eléctrica¹⁹

La fuente principal de energía eléctrica para los hospitales proviene generalmente de las compañías distribuidoras de electricidad del país, es decir, a través de líneas de distribución que llegan hacia una acometida principal en el hospital (sistema primario o normal). Sin embargo, existen secciones del hospital que deben contar con electricidad todo el tiempo, y es aquí donde se utilizan sistemas eléctricos de emergencia (auxiliares), los cuales proveerán de energía eléctrica a las secciones determinadas cuando existan fallas en el sistema de distribución eléctrico primario.

La distribución de los circuitos eléctricos en los hospitales está dividida en dos categorías que proporcionan energía eléctrica a un número limitado de circuitos de iluminación y fuerza:

- (a).Sistema Eléctrico No Esencial: En el cual se puede prescindir del suministro eléctrico por un período de tiempo determinado, ya que éste consiste en la distribución de energía eléctrica a cargas que no son necesarias para la seguridad eléctrica de pacientes o para la operación de áreas críticas como por ejemplo: corredores de bajo tráfico, zonas de parqueo, etc.

- (b).Sistema Eléctrico Esencial: Este es alimentado por el sistema primario, pero, en caso de fallas en éste, realiza una transferencia al sistema de energía auxiliar. Está constituido por fuentes de alimentación de reemplazo, interruptores de transferencia, dispositivos de protección contra sobrecorriente, cuadros de distribución, alimentadores, circuitos ramales, controladores de motores y todo el equipo eléctrico conectado, destinados a proporcionar la continuidad del servicio eléctrico en lugares especificados, durante la interrupción del servicio normal de energía.

¹⁹ ANSI / IEEE STD 602.

El sistema eléctrico esencial está dividido en dos sistemas:

- (a). Sistema de Emergencia: Un sistema de alimentadores y circuitos ramales conectados a una fuente de alimentación de reemplazo por un interruptor de transferencia que suministra energía a un número limitado de funciones prescritas para la protección de la vida y seguridad del paciente, con conexión automática de restablecimiento del servicio eléctrico dentro de 10 segundos que siguen a la interrupción del servicio normal.

- (b). Sistema de Equipos: Un sistema de alimentadores y circuitos ramales que se conectan con retardo ya sea de forma manual o automática a la fuente de alimentación de reemplazo y que alimenta principalmente equipos de potencia trifásicos.

2.2.1 Equipo Utilizado para la Generación de Energía Eléctrica en Hospitales

Para el suministro de energía eléctrica a un hospital se requieren dispositivos de uso específico, los cuales son:

- Transformador: Utilizado para reducir el voltaje de distribución a un voltaje de utilización.

- Central de Transferencia: Los interruptores de transferencia son aplicados para cambiar de una fuente de suministro normal a otra auxiliar, y así mantener potencia eléctrica en la red del sistema de emergencia.

- Elementos de Protección: En toda línea de distribución es importante la protección con el fin de proporcionar un servicio más continuo, estable y seguro.

El voltaje de la línea de distribución debe estar aislado de tierra y del resto del sistema, por lo que el equipo conectado a la línea debe tener un nivel mínimo de aislamiento que permita una adecuada operación. Es por eso que los dispositivos en contacto directo con la línea se fabrican o recubren de materiales aislantes como porcelana, vidrio y fibras epóxicas.

Por otro lado, los fenómenos tales como rayos, provocan alzas de voltajes, así que el aislamiento debe ser capaz de resistir el sobrevoltaje sin dañarse, evitando chispas o arcos en la línea afectada.

Los dispositivos de protección se clasifican según el tipo de protección que brindan en:

- Dispositivos de protección de sobrevoltaje:

Las causas principales son:

- ✓ Descargas atmosféricas (rayos)
- ✓ Transientes de alta frecuencia
- ✓ Inducción causada por circuitos cercanos
- ✓ Contacto en circuitos de mayor voltaje

Existen diversos dispositivos para lograr una adecuada protección, sin embargo, se utilizan casi exclusivamente los pararrayos.

- Dispositivos de protección de sobrecorriente:

La condición de sobrecorriente puede ser provocada por:

- ✓ Contacto entre líneas
- ✓ Contacto entre líneas y tierra

Los dispositivos para solucionar estas fallas deben ser capaces de soportar y eliminar la corriente de falla sin destruirse ni dañarse. Los dispositivos más usados son:

- ✓ Interruptores, comandados por relés
 - ✓ Reconectores, detectan y desconectan la falla, seguida de una reconexión.
 - ✓ Fusibles, al detectar falla se funden provocando desconexión de falla.
-
- Generadores: Son utilizados como una fuente alterna de suministro energético para el sistema eléctrico esencial cuando falla el suministro normal.

Algunas consideraciones en la selección de éste son:

- ✓ Requerimientos de almacenaje del combustible a utilizar
 - ✓ Capacidad adecuada para alimentar las cargas al voltaje, corriente y frecuencia requeridas.
-
- Tableros de Control: Deben estar localizados lo más cercano posible a la carga que alimentan y estar aterrizados para ofrecer un camino de baja impedancia ante cualquier corriente de falla que exista.
 - Fuentes de Energía Aislada: Consisten es transformadores aislados, generadores de combustión, baterías, etc.

2.3 Normas Eléctricas Hospitalarias²⁰

General

517-1 Alcance: Las provisiones de este artículo se aplicarán a la construcción eléctrica y criterios de instalación en servicios de asistencia médica.

Las exigencias de Artículo 517 son requeridas para aplicarse a todos los tipos de instalaciones de asistencia médica. Las exigencias para cada tipo de establecimiento de asistencia médica sin embargo, son requeridas para ser aplicadas en una manera muy específica. Un ejemplo del uso del Artículo 517 sería una habitación de las oficinas de los doctores dentro de un edificio. La oficina de negocios de los doctores sería tratada como una ocupación ordinaria y sólo requerirían encontrar la parte aplicable de otras partes de este Código. El alcance del Artículo 517 también incluye las instalaciones de asistencia médica que pueden ser móviles o suministrar servicios de paciente externo muy limitados.

2.4 Alambrado y Protección.

517-13 Aislamiento de Tomas y Equipos Eléctricos Fijos en Áreas de Cuidado de Pacientes.

(A). Métodos de Alambrado: En un área usada para el cuidado o la atención de pacientes, las terminales de polarización de todos los tomas, y de todas las superficies conductoras de todos los equipos eléctricos fijos que al energizarse estén propensos a ser tocados por el paciente, y que operen a voltajes mayores a los 100 voltios, deberán aterrizararse mediante un conductor de cobre forrado.

²⁰ NEC 1999: "National Electrical Code".

El calibre del conductor de tierra deberá ser calculado de acuerdo a la sección 250.122 del NEC y llevado por la misma canalización con los otros conductores que alimentan el circuito.

Excepción 1: Las canalizaciones metálicas que lleven conductores de tipo MI, MC o AC no necesita ser provista de otro cable.

(B). Conductor Aterrizado de Equipo Aislado: Además de los requerimientos de la sección 513-3 (a), todos los circuitos ramales que alimentan áreas de pacientes deberán de ser provistos de un camino a tierra para las corrientes de falla ya sea por medio de su instalación en una canalización metálica o un cable ensamblado. El sistema de canalización metálica, o cables apantallados proveen por sí solos un retorno a tierra de calidad de acuerdo a la sección 250-118²¹. Los cables de tipo MC, MI deberán tener una armadura o pantalla externa para poder ser considerados como una adecuada vía de conexión a tierra.

517-14 Uniones entre Tableros.

Los terminales de los sistemas de tierra de los tableros del sistema normal y del sistema esencial que alimentan o sirven a una misma localidad o vecindad de paciente, deberán estar unidos mediante un cable forrado no menor del calibre No. 10 AWG. Donde uno o más tableros alimentan a la misma área, este conductor deberá ser continuo entre ellos, se permitirá su interrupción para del bus de tierra en cada panel.

517-22 Receptáculos (Tomas) con Terminales de Tierra Aislados.

Estos tomas están definidos en la sección 250-146 (D) del NEC, deberán poseer una identificación visible después de su instalación.

²¹ NEC 1999: "Tipos de Conductores a Tierra para Equipos".

Esto previene el uso indiscriminado de tomas aislados de tierra. Estos tomas requieren una identificación con un triángulo naranja o amarillo localizado en la parte frontal del toma.

Receptáculos aislados de tipo aterrizado que estuviesen instalados con anterioridad, pueden ser identificados de forma diferente.

517-23 Protección contra Fallas a Tierra.

(A). Alimentadores: Donde exista una protección contra fallas a tierra se creará una interrupción o desconexión de los alimentadores de servicio así como se especifica en la sección 230-95 o 215-10²². Un nivel adicional de protección de falla a tierra se provee en el siguiente nivel de servicio o alimentación desconectando todas las cargas que estén después del alimentador principal. Esta protección consiste de dispositivos de sobrecorriente, transformadores de corriente u otros equipos de protección equivalentes, que causarán la desconexión de los alimentadores.

Esta protección adicional no será necesaria en los siguientes casos:

1. En el lado de la carga de los sistemas esenciales o del interruptor de transferencia.
2. Entre las unidades de generación descritos en la sección 517-35 (b) y en los interruptores de transferencia del Sistema Eléctrico Esencial.
3. En sistemas eléctricos que no estén sólidamente aterrizados, sistemas en estrella con voltajes mayores de 150 a tierra pero no excediendo 600 voltios fase a fase.

(B). Selectividad: El medio de desconexión de falla a tierra del servicio y de los alimentadores deben ser seleccionados de tal forma que el dispositivo de alimentación y no el dispositivo de servicio sea el que se desconecte cuando exista una falla a tierra en el lado de la carga del dispositivo alimentador.

²² NEC 1999: "Protección contra Falla a Tierra de los Equipos".

La coordinación de estos sistemas incluye seleccionar el seteo del nivel de disparo, el tiempo de disparo, y el tiempo requerido de operación (Tiempo de apertura) de cada nivel de protección de fallas a tierra.

- (C). Prueba: Cuando un equipo de protección de fallas a tierra sea instalado por primera vez, cada nivel deberá probarse hasta que cumpla los requerimientos de la sección 517-17 (b).

517-24 Áreas de Cuidado o Atención General.

- (A). Áreas de Encamados: Cada área de encamados deberá ser provista por un número mínimo de 2 circuitos ramales, uno de emergencia y otro de servicio normal. Todos los circuitos ramales del sistema normal se deberán originar en el mismo tablero.

Excepción 1: Circuitos ramales que sirven solamente tomas o salidas para propósitos especiales, como salidas para equipos de rayos x portátiles no se requerirá que sean servidos por el mismo panel.

Excepción 2: Los requerimientos de la sección anterior no se aplicarán a las áreas de encamados de clínicas, oficinas médicas, clínicas dentales y áreas para pacientes externos como psiquiatría y hospitales de rehabilitación.

Excepción 3: Un área de encamados de cuidados generales servida por dos interruptores de transferencia separados, no será necesario que posea circuitos provenientes del sistema normal.

- (B). Tomas de encamados: Cada cama o área individual deberá estar provista de un número mínimo de cuatro tomas, los cuales se permitirá que sean dobles o sencillos o su combinación.

Todos los tomas sean cuatro o más deberán ser de grado hospitalario y cada uno deberá ser aterrizado por medio de un conductor de cobre cuyo calibre se escogerá de acuerdo a la sección 250-118 del NEC.

Excepción 1: Los requerimientos de la sección 517-18 (b), no serán necesarios para áreas de psiquiatría y hospitales de rehabilitación.

Excepción 2: No se requerirán tomas dentro de los cuartos de seguridad psiquiátrica.

517-25 Áreas Críticas.

(A). Circuitos Ramales de Cama de Paciente: Cada cama de paciente, deberá estar provista por un número mínimo de dos circuitos ramales; uno o más del sistema de emergencia, y uno o más del sistema normal. Al menos un Circuito Ramal del Sistema de Emergencia debe proveer una salida solamente a la localidad de una cama.

Todos los circuitos ramales del sistema normal deberán provenir del mismo tablero. Los receptáculos del Sistema de Emergencia deberán ser identificados y también deberán indicar el tablero y el número del circuito que los alimenta.

Excepción 1: Los ramales que alimentan solamente tomas para usos especiales o equipos en áreas críticas, se permitirán que sean alimentados de otro tablero.

Excepción 2: Áreas críticas que sean suplidas por dos diferentes interruptores de transferencia, no será necesario que posean circuitos del sistema normal.

- Deberá instalarse un panel de cabecera en cada cama, el cual contendrá todas las instalaciones eléctricas.

(ANSI / IEEE STD 602)

- El porcentaje de alumbrado y tomacorrientes que se conectan al sistema de emergencia es del 100%.
(NORMAS ELÉCTRICAS DEL IMSS VOLUMEN UNO).

(B). Receptáculos de Localidad Cama Paciente

1. Número Mínimo y Fuente: Cada cama deberá poseer un número mínimo de seis tomas, uno de los cuales será conectado en cualquiera de los siguientes sistemas:
 - Ramal del Sistema Normal, descrito en la sección 517-9 (a).
 - Ramal del Sistema de Emergencia energizado por interruptores de transferencia diferentes a los otros receptáculos en la misma localización.
2. Los tomas antes mencionados serán seis simples o tres dobles o la combinación de éstos, y todos deberán ser grado hospitalario, y además serán identificados. Cada toma deberá estar aterrizado al punto de referencia de tierra mediante un conductor de cobre forrado.

El número y tipo de circuitos ramales requeridos en las áreas de pacientes de cuidado crítico están especificados en la sección 517-19 (A).

El número y tipo de receptáculo requerido en las áreas de pacientes de cuidado crítico están especificados en la sección 517-19 (B).

Cada cama de paciente deberá poseer al menos seis receptáculos. Un receptáculo simple, cuenta como uno solo; y un receptáculo dúplex, cuenta como dos receptáculos.

- Cada localidad de paciente debe alimentarse con ocho tomas de grado hospitalario como mínimo y deben instalarse a una altura de 1.5 metros sobre el nivel de piso terminado.
(ANSI / IEEE STD 602)

Cada localidad cama paciente deberá estar suplida por al menos dos circuitos ramales, uno del panel normal y otro del panel de emergencia, como se muestra en la figura siguiente:

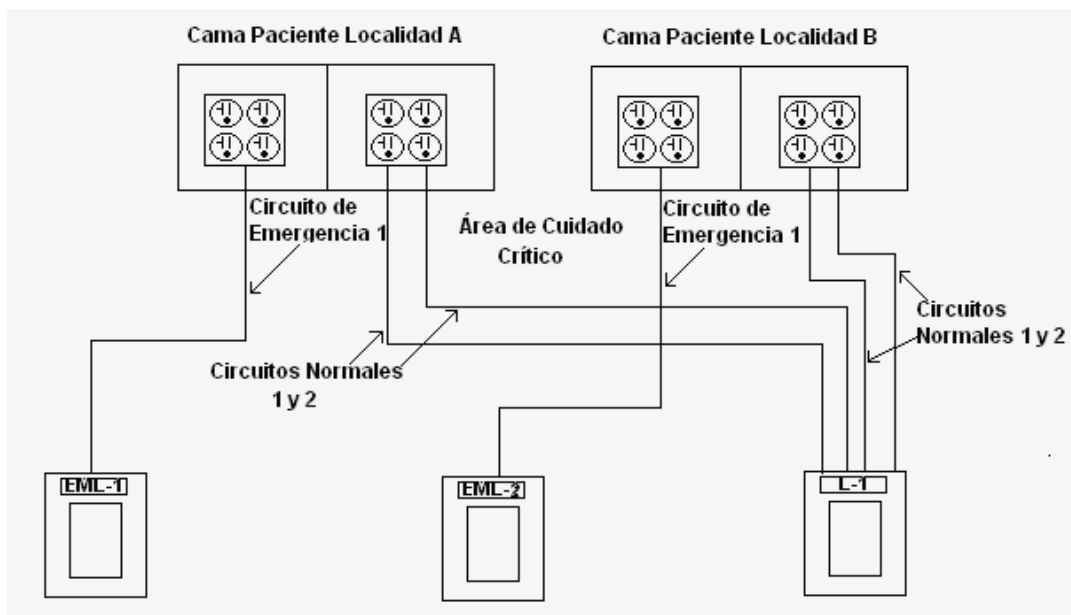


Figura 517.1 Ejemplo de circuitos de alimentación normal y de emergencia para cama de paciente en Área de Cuidado Crítico.

Fuente: National Electrical Code 2002.

Los circuitos normales deben suplir desde el mismo panel (L-1). Los circuitos de emergencia está permitido que alimenten desde paneles diferentes (EML-1 y EML-2). Sin embargo, circuito ramal de emergencia en la localidad de la cama del paciente A no puede suplir o alimentar circuito ramal de emergencia en la localidad de la cama del paciente B.

Los receptáculos de la cama del paciente pueden también ser alimentados por dos circuitos diferentes de emergencia, en lugar de uno de emergencia y uno del normal, el suministro de los circuitos de emergencia están energizados por dos interruptores de transferencia diferentes.

Los receptáculos deben estar identificados, un método típico para la marcación de receptáculos grado hospitalario se hace por medio de un punto verde en la cara del receptáculo. Los receptáculos del Sistema de Emergencia deberán ser identificados y también deberán indicar el tablero y el número del circuito que los alimenta.

Los requerimientos para el número y tipo de circuitos ramales en Áreas Críticas se hacen con la intención de asegurar que los pacientes de cuidados críticos no estarán sin energía eléctrica sin importar si el equipo, el circuito ramal, o si el mismo sistema normal están averiados.

(C). Puesta a Tierra de Vecindad del Paciente y Uniones (Opcional): Será permitido en la vecindad de paciente tener punto a tierra de los equipos de paciente. En el punto a tierra del equipo del paciente se permitirá conectar uno o más receptáculos para dichos propósitos. El puente de unión del equipo no deberá ser menor a 10 AWG y será utilizado para conectar el terminal de tierra de todos los receptáculos de tipo aterrizado con el punto de tierra del equipo del paciente. La unión del conductor será permitido en arreglo centralizado o para ser colocado como sea conveniente.

FPN: En lugares en los que no se cuente con punto aterrizado del equipo del paciente, es importante que la distancia entre el punto de referencia aterrizado y la vecindad del paciente sea lo más corta posible para minimizar cualquier diferencia de potencial.

(D). Tablero a Tierra: Es un panel de distribución para instalar el sistema a tierra y la canalización del alimentador, el cual utilizarán cable tipo MC o MI. La puesta a tierra de un panel de alimentación que sirve a los siguientes paneles utilizarán una canalización con un cable tipo MC o MI.

1. El terminal a tierra incluirá una barra de conexión del mismo tamaño del conector de acuerdo con la sección 250-122²³ el puente del terminal a tierra se conectará a la unión encerrada en el bus del panel de tierra.
2. La conexión de la canalización con el cable tipo MC o MI estará enroscada o dirigida al terminal encerrado.
3. Otro dispositivo permitido será la conexión tipo tuerca de seguridad o bushing.

- La diferencia de potencial medida entre dos superficies conductoras en la vecindad del paciente a frecuencias de 1000 hertz o menos no debe exceder el valor de 40 milivoltios en construcciones existentes y 20 milivoltios en construcciones nuevas; medidos a través de una resistencia de 1000 ohmios. (MANUAL DE LAS INSTALACIONES PARA EL CUIDADO DE LA SALUD, HEALTH CARE FACILITIES HANDBOOK)

- La máxima impedancia de tierra permisible es de 0.2 ohmios (HEALTH CARE FACILITIES HANDBOOK)

(E). Protección Técnica Adicional en Áreas de Cuidados Críticos (Opcional): Los sistemas de potencia aislados serán permitidos para ser usados en áreas de cuidados críticos y se usarán para aislar los equipos del sistema de potencia. El sistema será diseñado e instalado para satisfacer lo provisto en la sección 517-60.

Excepción: Los indicadores audibles y visuales de la línea aislada serán monitores de aislamiento de línea y serán permitidos y localizados en las estaciones de enfermería.

²³ NEC 1999: "Tamaño del Conductor de Tierra para los Equipos".

(F). Sistema de Potencia Aislado a Tierra: Una fuente de potencia aislada no aterrizada se usará para limitar la primera corriente de falla que es de baja magnitud, el conductor a tierra asociado con el circuito secundario será permitido fuera de los conductores de potencia (conductores de fase) encerrados en el mismo circuito. Los conductores dentro de la canalización que llevan las corrientes reducen la impedancia de la trayectoria a tierra.

- Toda unidad de cuidados críticos (intensivos) deberá protegerse con un panel de aislamiento de capacidad adecuada a la carga conectada, es decir, mediante la utilización de transformador de aislamiento.

(ANSI / IEEE STD 602)

A no más de 1.5 metros de distancia de cada cama de paciente debe existir un punto de puesta a tierra, la cual tendrá la función de proporcionar la seguridad de que todas las superficies conductoras en la vecindad del paciente, estarán al mismo potencial eléctrico. Ésta se conecta al sistema de tierra del cuarto y ésta última se conecta al sistema de tierra médica general.

(G). Receptáculos a Tierra para Propósitos Especiales: El conductor a tierra para los receptáculos de propósitos especiales en los equipos tales como el equipo móvil de rayos X serán extendidos hacia el punto de referencia a tierra de los circuitos ramales localizados probablemente en toda el área donde tales circuitos son servidos por el sistema aislado, el conductor a tierra no será requerido para funcionar con los conductores de potencia (conductores de fase); sin embargo, el terminal a tierra para los equipos que usarán los receptáculos de propósitos especiales serán conectados al punto de referencia a tierra.

517-20 Áreas Húmedas.

(A). Receptáculos y Equipo Fijo: Todos los receptáculos y equipos ubicados dentro del área húmeda tendrán una protección individual contra falla a tierra, la interrupción de potencia en condiciones bajo fallas pueden ser toleradas o servidas por un sistema de potencia aislado si tal interrupción no puede ser tolerada.

Excepción: Los equipos de diagnóstico y terapia sólo son suministrados por los circuitos ramales y serán permitidos para un sistema a tierra monofásico o trifásico normales, provistos de:

- El alambrado a tierra y un circuito aislado no ocuparán la misma canalización.
- Todo equipo con superficie conductora se conectará a tierra.

(B). Sistemas de Potencia Aislados: Los equipos que utilizan un sistema de potencia aislado serán instalados de acuerdo con la sección 517-60.

En las áreas que son diseñadas para el cuidado de pacientes dentro del área húmeda, se requiere una protección contra falla a tierra para proteger los receptáculos y equipos ubicados dentro del área en caso de que se dé una interrupción en el circuito a modo que ésta pueda ser tolerada.

517-21 Circuito Interruptor contra Falla a Tierra y Protección del Personal.

La protección para el personal del circuito interruptor contra falla a tierra no será requerida para los receptáculos instalados en el servicio sanitario dentro del cuarto del paciente en las áreas de cuidado crítico.

En las áreas de cuidado crítico, los pacientes están postrados en cama. La acomodación de los sanitarios en las áreas de cuidado de pacientes críticos no son las mismas como las de otras áreas de cuidado de pacientes. Debido al uso único que se le da a estas instalaciones, solamente están exentos del requerimiento de protección del circuito interruptor contra falla a tierra aquellos receptáculos en una localidad específica.

La sección 517-21 no está exenta de los requerimientos para la instalación de los GFCI, para los receptáculos en el baño de los pacientes, empleados y del público en general requeridos por la sección 210-8 (b) (1) del NEC.

2.5 Sistema Eléctrico Esencial.

517-25 Alcances

El sistema eléctrico esencial para estas instalaciones comprenderá un sistema capaz de suministrar una cantidad limitada de iluminación y servicio energético, el cual es considerado esencial para la seguridad de la vida y la cesión ordenada de los procedimientos durante el tiempo que el servicio eléctrico normal es interrumpido por cualquier razón.

Esto incluye clínicas médicas, instalaciones de cuidados limitadas, hospitales, enfermerías, pacientes externos, oficinas dentales, hospitales e instalaciones de asistencia que sirven a los pacientes.

517-30 Sistema Esencial para Hospitales.

(A). Aplicabilidad

Los requerimientos de la parte III de la sección 517-30 a la 517-35 serán aplicados a hospitales en los que es requerido un sistema eléctrico esencial.

(B). General

- (1).Sistemas Separados: Un sistema eléctrico esencial para hospitales contendrá dos sistemas separados capaces de suministrar una cantidad limitada de iluminación y servicio energético, el cual es considerado como esencial para la seguridad de la vida y la operación efectiva del hospital durante el tiempo que el servicio eléctrico normal es interrumpido por cualquier razón. Estos dos sistemas deberán ser el sistema de emergencia y el sistema de equipos.
- (2).Sistemas de Emergencia: El sistema de emergencia deberá ser limitado al Circuitos Esencial para la seguridad de la vida y para pacientes de cuidado crítico. Estos serán destinados para el ramal de seguridad de la vida y el ramal crítico.
- (3).Sistema de Equipo: El sistema de equipos será suministrar principalmente a los equipos eléctricos necesarios para el cuidado de pacientes y para la operación básica del hospital.
- (4).Interruptores de Transferencia: El número de interruptores de transferencia a ser usados deberá ser basado en consideraciones de confiabilidad, diseño y carga instalada.

Cada ramal en el sistema eléctrico esencial y sistema de equipo serán servidos por uno o más interruptores de transferencia. Un interruptor de transferencia deberá ser permitido para servir uno o más ramales o sistemas en una instalación con una demanda máxima en el sistema eléctrico esencial de 150 KVA.

En la figura 517-30 (a) y 517-30 (b) se ilustra posibles conexiones de sistemas eléctricos para hospitales. Para sistemas eléctricos pequeños teniendo una demanda máxima en el sistema eléctrico esencial de 150 KVA, figura 517-30 (b).

- (5).Otras cargas: Las cargas servidas por el equipo generador no están específicamente nombradas en las secciones 517-32, 517-33 y 517-34 anteriormente descritas, serán servidas por su propio interruptor de transferencia.

1. Estas no deberán transferidas si la transferencia sobrecargará el equipo de generación.
 2. Serán automáticamente quitadas sobre el equipo generador sobrecargado.
- (6).Instalaciones Contiguas: La fuente energética del hospital y la fuente de potencia alterna (planta de emergencia) serán permitidas para servir a sistemas eléctricos esenciales contiguos o en las mismas instalaciones. Este requerimiento es corresponde al requerimiento establecido en el NFPA 99, 12-3.3.2, Estándar para Instalaciones para el Cuidado de la Salud (Standard for Health Care Facilities).

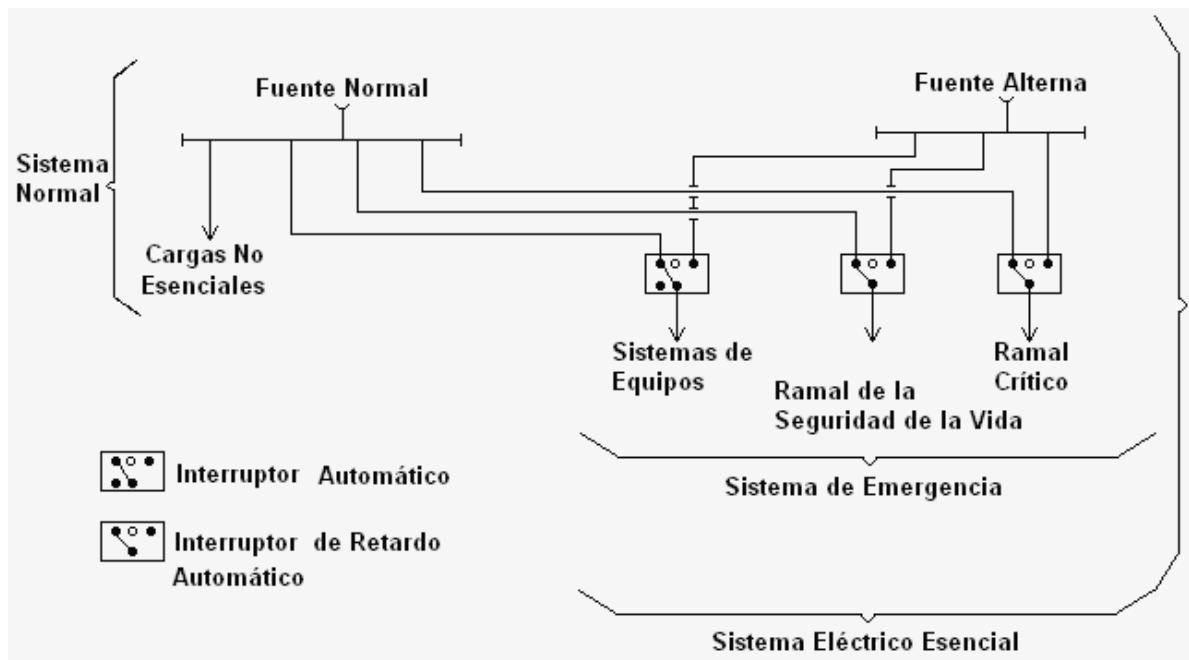


Figura 517-30 (a) Requerimiento mínimo para el arreglo de interruptor de la transferencia.

Fuente: National Electrical Code 2002

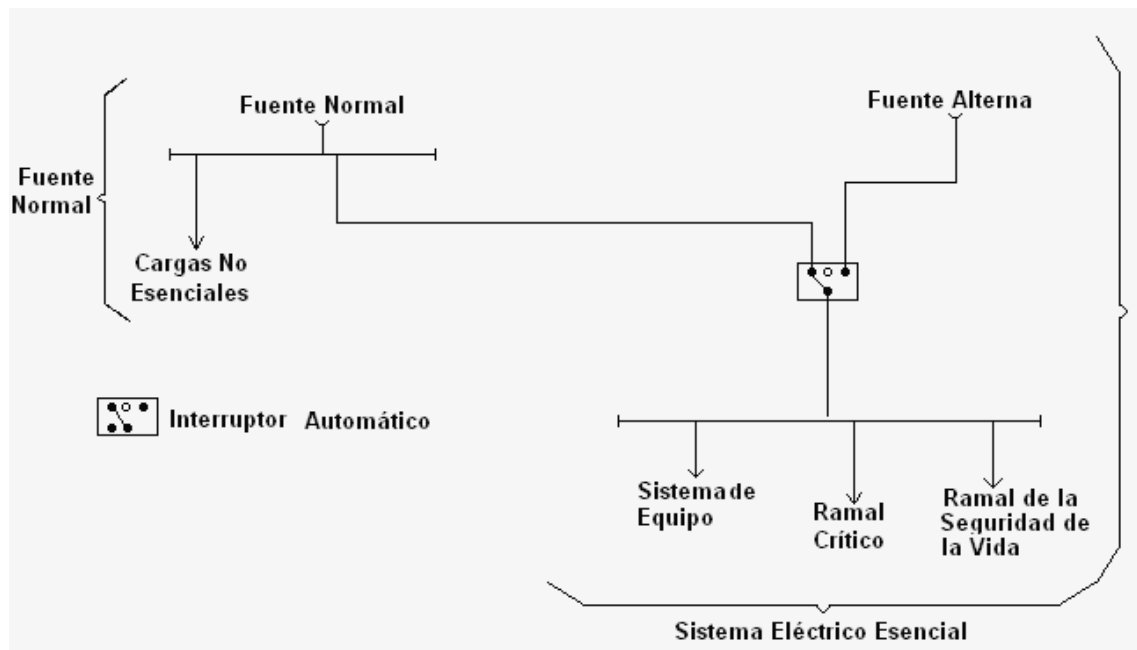


Figura 517-30 (b) Requerimiento mínimo (150 KVA o menos) para el arreglo de interruptor de transferencia.

Fuente: National Electrical Code 2002

(C). Requerimientos de Alambrado

1. Separación de Otros Circuitos: El ramal de seguridad de la vida y ramal crítico del sistema de emergencia deberán ser mantenidos completamente independiente de otros alambrados y equipo, y éstos no deberán estar en la misma canalización, cajas o gabinetes u otros alambrados. El alambrado del ramal de seguridad de la vida y el ramal crítico serán permitidos para ocupar las mismas canalización, cajas o gabinetes de otros circuitos que no son parte del alambrado del ramal tal como sigue:

(1). En los contornos del equipo de transferencia o

(2). En las salidas o instalaciones de iluminación de emergencia suministradas desde dos fuentes o

(3).En una caja en común de unión asociada a las salidas o instalaciones de iluminación de emergencia suministrada a partir de dos fuentes o

(4).Por dos o más circuitos de emergencia suministrados desde el mismo ramal.

El alambrado del sistema de equipos deberá ser permitido a ocupar la misma canalización, cajas o gabinetes de otros circuitos que no son parte del sistema de emergencia.

Los circuitos Ramales de alambre múltiple suministrados por un mismo tablero (panelboard) serán permitidos según la sección 517-30 (C) (1) (4).

2. Sistema de Potencia Aislado: El sistema de potencia aislado instalado en cualquiera de las áreas descritas en las secciones 517-33 (A)(1) y 517-33 (A)(2); cada sistema deberá ser suministrado por un circuito individual que no servirá a otra carga.

3. Protección Mecánica del Sistema de Emergencia: El alambrado del sistema de emergencia de un hospital será mecánicamente protegido por la instalación de una canalización de metal no flexible y será alambrada con un cable tipo MI. El alambrado para los sistemas de emergencia hospitalarios requiere de protección adicional que normalmente no es requerida en otras ocupaciones. Como método de alambrado para uso hospitalario, en los sistemas de emergencias, únicamente es permitido cable no flexible Tipo MI para la canalización metálica (Los circuitos de un sistema de emergencia incluyen los servicios, alimentadores y circuitos ramales). Como es descrito en la sección 517-31, un sistema de emergencia dentro de un hospital consiste en el ramal de la seguridad de la vida y ramal crítico. Hay cinco excepciones en los requerimientos descritos anteriormente, éstos son:

Excepción 1: Los cables de potencia flexibles para aplicaciones o en la utilización de equipos conectados al sistema de emergencia no serán requeridos ni incluidos en la canalización.

Excepción 2: Los circuitos secundarios de comunicación, el transformador de potencia o los sistemas de señalización no serán requeridos en la canalización. La excepción 2 puede ser exenta para la llamada de enfermeras, los teléfonos y los circuitos de alarmas, siendo instalados en una canalización metálica. En los circuitos secundarios de los sistemas de comunicación y señalización no deberán requerir canalizaciones a menos que sea especificado en la sección 300-22²⁴.

Excepción 3: Un tubo no metálico rígido será permitido si los circuitos ramales no sirve a áreas de cuidado de pacientes y que no esté prohibido en ninguna sección del NEC.

Excepción 4: En donde exista un revestimiento de concreto de no menos de 50 mm (2 pulgadas), un tubo no metálico rígido o un tubo eléctrico no metálico, serán permitidos si el circuito ramal no es servido por el área de cuidado de pacientes.

Excepción 5: La canalización de metal flexible y ensambles de cable serán permitidos para ser usados en paredes médicas prefabricadas, mobiliario de oficina o cuando sea necesario para la conexión flexible de un equipo.

(D). Capacidad del Sistema

El sistema eléctrico esencial debe tener la capacidad adecuada para satisfacer la demanda, para la operación de todas las funciones y equipos que sean servidos para cada sistema ramal.

Los alimentadores serán del tamaño de acuerdo con el artículo 215²⁵ y artículo 220²⁶.

²⁴ NEC 1999: "Alambrado en Ductos, Cámaras de Aire y Otros Sistemas de Transporte de Aire".

²⁵ NEC 1999: "Alimentadores".

²⁶ NEC 1999: "Cálculo de Circuitos Ramales y Alimentadores".

El generador debe tener la suficiente capacidad y el grado apropiado para satisfacer la demanda producida por la carga del sistema eléctrico esencial en cualquier tiempo.

El cálculo de la demanda para establecer el tamaño del generador será en base a lo siguiente:

- (1).Factores prudentes de demanda y datos históricos o
- (2).Carga conectada o instalada o
- (3).Cálculo del alimentador por medio de procedimientos descritos en el artículo 220⁹ o
- (4).Cualquiera de las combinaciones anteriores.

(E). Identificación del Receptáculo

La cobertura para los receptáculos eléctricos o los receptáculos en sí suministrados a partir del sistema de emergencia deberán tener un color distintivo o una marca de tal forma que éstos puedan ser identificados con facilidad.

El código de 1999 requirió la identificación de las tapaderas o de los mismos receptáculos que son suministrados por el ramal crítico del sistema de emergencia. Este requisito de identificación ahora se aplica a todos los receptáculos provistos por el sistema de emergencia así ahora se requiere también identificar aquellos receptáculos suministrados por el ramal de la seguridad de la vida.

517-31 Sistema de Emergencia

Aquellas funciones del cuidado de pacientes que dependen de la iluminación y los dispositivos conectados al sistema de emergencia serán divididos en dos ramales de mando: El ramal de seguridad de la vida y el ramal crítico descritos en las secciones 517-32 y 517-33.

Los ramales del sistema de emergencia serán instalados y conectados a la fuente de potencia alterna (planta de emergencia), así todas las funciones especificadas adjuntas al sistema de emergencia serán automáticamente restablecidas en un intervalo de 10 segundos en caso de que exista una interrupción de la fuente normal.

517-32 Ramal de Seguridad de la Vida

Ninguna otra función listada en la sección 517-32, literales (A) hasta (G) será conectada al ramal de seguridad de la vida. El ramal de seguridad de la vida del sistema de emergencia suministrará energía a las siguientes Iluminación, receptáculos y equipos.

(A). Iluminación de los Medios de Salida

La iluminación de los medios de salida tales como la iluminación para pasillos, corredores, escaleras, caminos hacia la puerta de salida y todos los caminos necesarios para alcanzar las salidas. Arreglos de conmutación para transferir la iluminación de corredores de paciente de circuitos generales de iluminación a los circuitos de iluminación nocturnos serán permitidos, proporcionado solamente uno de dos circuitos que puede ser seleccionado y ambos circuitos no pueden ser extinguidos al mismo tiempo.

(B). Señales de Salida

Señales de salida y señales de salida direccional.

(C). Sistema de Alarmas

El sistema de alarmas incluirá lo siguiente:

(1). Alarma contra incendios.

(2). Sistema de alarma requerido para usarse en tuberías no inflamables con gases médicos.

(D). Sistema de Comunicación

El sistema de comunicación para hospitales, son usados durante condiciones de emergencia.

(E). Localización del Generador

La función del cargador de baterías es cargar la batería de emergencia para suministrar energía a la unidad de iluminación y a los receptáculos localizados cerca del generador.

(F). Elevadores

Iluminación, control, comunicación y señalización del sistema de elevadores.

517-33 Ramal Crítico

(A). Tarea de Iluminación y Selección de Receptáculos

El ramal crítico del sistema de emergencia suministrará potencia para la tarea de iluminación, equipos fijos, selección de receptáculos y circuitos de potencia especiales que sirven dentro de las siguientes áreas de cuidado de pacientes:

- (1).Áreas de cuidados críticos que utilizan gases anestésicos. Tareas de iluminación, receptáculos seleccionados y equipo fijo.
- (2).Sistema de potencia aislado en ambientes especiales.
- (3).Áreas de cuidado de pacientes, para la tarea de iluminación y selección de receptáculos en las áreas siguientes:
 - (a) Cuidados de Infantes.
 - (b) Áreas de preparación de medicamentos.
 - (c) Áreas de despacho de farmacia.
 - (d) Áreas seleccionadas de cuidados agudos.
 - (e) Áreas de encamados psiquiátricos (Omitir receptáculos).
 - (f) Cuarto de tratamiento de sala.
 - (g) Estación de Enfermería (A menos que se posea una iluminación adecuada por las luminarias de los corredores).
- (4).Cuidado especializados para pacientes, para la tarea de iluminación y receptáculos donde sea necesario.
- (5).Sistema de llamadas de enfermeras.
- (6).Banco de sangre, tejidos y huesos.
- (7).Cuartos de equipos telefónicos y gabinetes.
- (8).Tarea de iluminación, receptáculos seleccionados y selección de circuitos de energía para las siguientes áreas:
 - (a) Cuidado de encamados general (Debe haber como mínimo un receptáculo doble por cada cuarto de paciente),
 - (b) Laboratorios de Angiografía

- (c) Laboratorio de Cateterización Cardíaca
- (d) Unidad de Cuidados Coronarios.
- (e) Cuartos o áreas de hemodiálisis.
- (f) Áreas o cuartos de tratamientos de emergencia (Seleccionados)
- (g) Laboratorios de Fisiología Humana.
- (h) Unidad de cuidados intensivos.
- (i) Cuartos de recuperación postoperatoria (Seleccionados).

(9).Tarea adicional de iluminación, receptáculos y selección de circuitos de potencia necesarios para la operación efectiva del hospital. Deberá permitirse la conexión de motores monofásicos de fracciones de Caballos de Potencia (HP) al ramal crítico.

El ramal crítico tiene como objetivo proporcionar servicio energético a un número limitado de receptáculos y localidades, para reducir la carga, y minimizar las posibilidades de alguna condición de falla. Los receptáculos en corredores de áreas de cuidados generales serán permitidos en el ramal crítico, pero éstos deberán estar identificados adecuadamente (mediante un código de colores, o etiquetados) como parte del sistema de emergencia estipulado en la sección 517-30 (E).

(B). Subdivisión del Ramal Crítico

Será permitida la subdivisión del ramal crítico en dos o más ramales.

FPN: Es importante analizar las consecuencias de suministrar un área con solamente un ramal crítico de energía cuando ocurre alguna falla con los interruptores de transferencia. Es por ello, que se debe considerar distribuir la energía; cierta proporción de energía normal y crítica o energía crítica desde interruptores de transferencia separados puede ser apropiado.

517-34 Sistema de Equipos, Conexión a la Fuente de Potencia Alterna.

El sistema de equipo será instalado y conectado a la fuente de potencia alterna (planta de emergencia), tal y como se describe en la sección 517-34 (A) y será automáticamente restablecida su operación en el intervalo apropiado por la energización suministrada por el sistema de emergencia.

(A). Conexión Automática del Equipo de Retardo

Los equipos conectados en la fuente de potencia alterna serán organizados en el retardo automático de la siguiente manera:

- (1).Sistemas centrales de succión que sirven a funciones médicas y quirúrgicas incluyendo los controles. Este sistema de succión será permitido en el ramal crítico.
- (2).Bombas y otros equipos requeridos para la seguridad de la mayoría de aparatos, incluidos los asociados con los sistemas de control y alarmas.
- (3).Sistema de aire comprimido que sirve a funciones médicas y quirúrgicas incluyendo los controles. Este sistema deberá ser permitido en el ramal crítico.
- (4).Control de humo y sistemas de presurización escaleras de o ambos.
- (5).Suministro para cocina o dispositivos de escape o ambos. En caso que sea requerido durante incendio.

(B). Conexión Automática o Manual del Equipo de Retardo

Los equipos conectados en la fuente de potencia alterna serán organizados en retardo automático o manual de la siguiente manera:

- (1).Equipos de climatización el cual se encargará de climatizar salas de operación, salas de parto, recuperación, cuidados intensivos, cuidados coronarios, cuartos de niños, cuartos de aislamiento/infección, espacios para tratamiento de emergencia y cuartos generales para pacientes y mantenimiento de la presión de bombas de agua del sistema de protección contra incendios.
- (2).Un elevador seleccionado para proporcionar servicios a pacientes quirúrgicos, obstétricos durante la interrupción normal de energía. Cuando la interrupción normal de energía de como resultado el paro en otros elevadores, quedando personas dentro de ellos, éstos provistos por una conexión temporal de funcionamiento de cualquier elevador para sacar a los pacientes u otras personas que se encuentren dentro.
- (3).Suministro, Retorno, y Extractores deben ser provistos por el sistema de ventilación para los cuartos de infección/aislamiento, cuartos con ambientes protegidos, el sistema de ventilación se encargará de acondicionar las áreas quirúrgicas y obstétricas, cuidados intensivos, cuartos de niños, cuartos de aislamiento/infección, espacios para tratamientos de emergencia. Los extractores se usarán en las áreas donde se produzca humo, donde existan materiales radioactivos y donde se requiera la evacuación de gases producidos por óxido etílico y anestesia.
- (4).Instalaciones Hiperbáricas.
- (5).Instalaciones Hipobáricas.
- (6).Puertas automáticas.
- (7).Equipos autoclave con calentamiento eléctrico mínimo, serán permitidos conectarse a la fuente alterna.
- (8).Controles para los equipos enumerados en la sección 517-34.
- (9).Otros equipos seleccionados, los cuales serán permitidos conectarse al sistema de equipos.

517-35 Fuentes de Energía

(A). Dos Fuentes de Energía Independientes

El sistema eléctrico esencial deberá tener como mínimo dos fuentes independientes de energía, una fuente normal que suministra generalmente, el sistema eléctrico total y una o más fuentes alternas para uso en caso que exista una interrupción de energía.

(B). Fuente Alterna de Energía (Planta de Emergencia)

La fuente alterna de energía debe ser una de las siguientes:

- (1).Generador(es) conducido por cierta forma de motor primario y localizado en el mismo lugar.
- (2).Otras unidades de generación donde la fuente normal consiste en unidades de generación localizadas en el mismo lugar.
- (3).Un servicio útil externo cuando la fuente normal consiste de una unidad de generación localizada en el mismo lugar.

(C). Localización de los Componentes del Sistema Eléctrico Esencial

Las consideraciones cuidadosas de los componentes del sistema eléctrico esencial deben ser dadas por la localización del espacio que contendrá estos componentes para minimizar las interrupciones causadas por fuerzas naturales comunes en el área (ejemplo: tormentas, inundaciones, terremotos o riesgos creados continuamente por estructuras o actividades naturales).

También deben ser dadas las consideraciones para evitar una posible interrupción del servicio eléctrico normal como resultado de causas similares como el posible corte del servicio eléctrico normal debido a alambres internos viejos o equipos deteriorados.

2.6 Localidades de Inhalación de Anestésicos.

517-60 Clasificación de los Locales de Anestesiología

FPN: Si algunos de los siguientes locales de anestesiología son designadas a un local húmedo, refiérase a sección 517-20.

(A) Áreas Peligrosas (Clasificadas)

1. Uso de Local: En un área donde la anestesia empleada sea inflamable, toda el área deberá ser considerada clase I, Localidad División 1 que debe extenderse hacia arriba hasta un nivel de 1.52 m (5 pies) sobre el suelo. El volumen restante hasta el encielado estructural es considerado como áreas peligrosas.
 - En áreas de quirófanos, la diferencia de potencial máxima a 60 hertz en corriente alterna medida entre dos superficies conductoras al alcance de un paciente no debe ser mayor a 40 milivoltios, en construcciones existentes y 20 milivoltios en construcciones nuevas, medidos a través de una carga de 500 ohmios, incondiciones normales de funcionamiento o en caso de cualquier falla probable.
(NEC 517-15 / Manual para Instalaciones para el Cuidado de la Salud, HEALTH CARE FACILITIES HANDBOOK)
 - La máxima impedancia de tierra permisible es de 0.2 ohmios.
(HEALTH CARE FACILITIES HANDBOOK)
2. Local de Almacenamiento: Cualquier habitación o local donde se almacene anestésicos inflamable o desinfectantes volátiles inflamables, debe ser considerado clase I, División 1 desde el suelo hasta el encielado.

El artículo 517-60, los locales de anestesia son designados como áreas de peligro, en donde anestésicos inflamables y no inflamables puede ser intercambiablemente empleados, Sección 517-60 (A); u otras áreas de peligro donde solamente anestésicos no inflamable son utilizados, Sección 517-60 (B).

En el caso de las áreas con anestésicos inflamables, todo el volumen en la habitación, extendiéndose hasta arriba de un nivel de 5 pies sobre la superficie del encielado estructural del cuarto, e incluyendo el espacio entre la caída del encielado y el encielado estructural son consideradas estar sobre áreas de peligro.

(B) Otras Áreas Peligrosas (Clasificadas)

Cualquier área de anestesiología de inhalación designado y exclusivamente para el uso de agentes anestésicos no inflamables deberán de ser consideradas áreas peligrosas.

517-61 Equipo y Alambrado

(A). Áreas de Anestesiología de Peligro Interno

1. Aislamiento: Excepto como es permitido en la sección 517-160, cada circuito energético interno o parcialmente dentro de un área de anestesiología inflamable como es referido en la sección 517-60 debe de ser aislado de cualquier sistema de distribución mediante el uso de un sistema de potencia aislado.
2. Diseño e Instalación: El Equipo del sistema de energía aislado debe ser listado para el propósito y el diseño del sistema e instalado para que pueda encontrarse la provisión y esté en acuerdo con la Parte VII.

3. Equipos operando a un valor mayor de 10 voltios: En locales de peligro (Clasificado) al que hace referencia la sección 517-60, todo arreglo, alambrado, equipo y todo equipo portátil, incluyendo lámparas, y otros equipos de utilización, operando a más de 10 voltios entre conductores, deben cumplir con el requerimiento del artículo 501-1 hasta 501-15 y 501-16 (A) y (B)²⁷ para locales clase I, División I. Todo este equipo deberá ser aprobado específicamente para su uso en atmósferas de peligro.

4. Extensión del Local: Donde una caja, o recinto esté adjunto de manera parcial, pero no completamente, dentro de las áreas de peligro, éstas deben ser consideradas ser extendidas para incluir la caja completa adjunta.

5. Receptáculos y Conectores de Accesorios: Los receptáculos y conectores de accesorios instalados en áreas de peligro debe enumerarse para su uso en los locales peligrosos clase I, Grupo C, y deberán de tener la conexión de un conductor a tierra.
 - Una sala de quirófanos debe poseer como mínimo dieciséis tomas en ocho juegos de conectores dobles; a una altura de 1.5 metros, los cuales estarán conectados primordialmente en la columna cialítica y algunos empotrados en algún panel eléctrico de la sala.
(ANSI / IEEE STD 602)

 - Todo interruptor o toma será de grado hospitalario y deben estar debidamente aterrizados para evitar accidentes en los equipos conectados.
(NEC 517-16 / ANSI – NFPA 70)

 - Los tomas grado hospitalario deberá tener tres líneas: línea viva, línea neutra y línea de polarización o tierra, identificando cada una mediante el uso de conductores cubiertos de aislante de tres colores diferentes.

²⁷ NEC 1999: "Ubicación Clase 1- Lugares Peligrosos".

- Los tomas deben dimensionarse para un voltaje de 125 voltios y 20 amperios y se colocan a una altura de 1.5 metros sobre el nivel de piso terminado.
(ANSI / IEEE STD 602)
- El porcentaje de alumbrado y tomas que se conectan al sistema de emergencia es del 100%.
(NORMAS ELÉCTRICAS DEL IMSS, VOLUMEN UNO)
- Todo quirófano debe poseer un sistema de energía ininterrumpida (UPS), con capacidad para alimentar como mínimo la lámpara cialítica y la máquina de anestesia, por un mínimo de 15 minutos.
(ANSI / IEEE STD 602)

Se instalará un tablero de aislamiento para quirófanos, con capacidad de 3 KVA por cada dos módulos de tomas. Siempre que se tenga un tablero de aislamiento para quirófanos, habrá también un tablero de aislamiento para Rayos X portátil con capacidad de 15 KVA y proveer conexión del equipo a un máximo de ocho quirófanos.

Cada quirófano debe tener su propio módulo de tomas, aislado a través de un transformador. Cada dos módulos de tomas de aislamiento serán alimentados por un solo tablero y sistema de 3 KVA.

Se permite que más de una sala de operaciones se alimente de un solo abastecimiento aislado, pero lo que rige es que dos módulos de tomas, ya sea en una sola sala o en dos, sean alimentados por un sistema aislado.

6. Cable de Tipo Flexible: Cable flexibles son usados en áreas de peligro para la conexión de equipos portátil, incluyendo lámparas que operan a más de 8 voltios entre conductores, deben ser aprobados para el uso pesado y deberán incluir un conductor adicional para tierra.

7. Almacenaje de Cuerdas (cables) Flexibles: Debe proveerse un dispositivo para el almacenamiento de cables flexibles y no debe estar y no sujetar la cuerda flexionando a un radio menor de 75 mm (3 pulgadas).

(B). Áreas Peligrosas de Anestesiología

1. Métodos de Alambrado: El alambrado sobre las áreas de peligro referidas a la sección 517-60, deberán de ser instaladas en conductores de metal rígido, tuberías metálicas eléctricas, conductores de metal intermedio, cable tipo MI o CA que emplea una funda de metal continua de gas y vaporización.
2. Recinto del Equipo: Instalar equipos que puedan producir arco, chispas o partículas calientes de metal, tales como lámparas, apoyo de lámparas fijas, interruptores, generadores, motores u otros equipos que tengan contacto deslizante deben estar totalmente encerrados o de ser construido para la prevención de escape de chispas o partículas de metal caliente.

Excepción: Receptáculos montados sobre la pared y que se encuentren en áreas peligrosas (clasificadas) en locales con anestésicos inflamables, no deberán de ser requeridos para su encierro total o tener aberturas de protección o defensas que prevengan la dispersión de partículas.

3. Luminarias (Accesorio de Iluminación): Quirúrgicos y otros accesorios de iluminación deberán de ajustarse a la sección 501-9(B).

Excepción 1: Las limitaciones de temperatura de las superficies dispuestas en la sección 501-9 (B) (2) no deben aplicar.

Excepción 2: Interruptores pendientes o integrales que estén localizados sobre y que no puedan bajarse a las áreas de peligro no se requerirá que sean a prueba de explosión.

4. Sellos: Tipos de sellos aprobados serán provistos conforme a la sección 505-5 y 501-5 (A) (4), debe aplicar tanto para unión horizontal como vertical de los locales (clasificados) peligrosos definidos.
5. Receptáculos y Conectores Accesorio: Receptáculos y conectores accesorio localizados sobre áreas de peligro de anestesiología deberán clasificarse para el uso hospitalario, para servicios prescritos de voltaje, frecuencia, clasificación y números de conductores con provisión de un conductor para tierra.

Estos requerimientos deberán aplicarse a los receptáculos de 2 polos, 3 alambres de tipo aterrizados para una fase del servicio AC de 120 AC nominal.

6. Receptáculo de 250 voltios y Conectores accesorio de 50 y 60 Amperios: Los receptáculos y conectores de 250 voltios para conexiones de 50 – 60 Amperios ac para equipo médico de uso en áreas peligrosas (clasificadas) deben hacerse arreglo de tal forma los receptáculos de 60 amperios puedan aceptar conectores de 50 o 60 amperios; los tomas de 50 amperios deben estar diseñados de tal forma que no acepten conectores de 60 amperios.

El conector debe ser de 2 polos, 3 alambres con un tercer contacto conectado al conductor tierra aislado (tira verde o la rayada con verde y amarillo) del sistema eléctrico.

(C). Otras Áreas de Peligro en Anestesiología

1. Métodos de Alambrado: Alambrados que sirvan a otras localidades aparte de las áreas peligrosas, como las definidas en la sección 517-60, deben ser instaladas en un sistema metálico o montaje de cable. El sistema metálico de forma corrido o la armadura de cable o la funda del montaje deberán calificarse como un equipo de suelo de pasillo de retorno. Cables Tipo MC y tipo MI los cables deberán tener armadura de metal externos o fundas que puedan identificarse como una vía de retorno de suelo aceptable.

Excepción: Construcciones de receptáculos colgantes que emplean por lo menos el tipo SJO, o cables suspendidos flexibles equivalentes no menos de 1.8 m (6 pies) desde el suelo, no deberán de requerirse ser instaladas en un sistema metálico o montaje de cable.

2. Receptáculos y Conectores Accesorio: Receptáculos y Conectores Accesorio: Receptáculos y conectores accesorio localizados sobre áreas de peligro de anestesiología deberán de clasificarse para el uso hospitalario, para servicios prescritos de voltaje, frecuencia, clasificación y números de conductores con provisión de un conductor para tierra.

Estos requerimientos deberán aplicarse a los receptáculos de 2 polos, 3 alambres de tipo aterrizados para una fase del servicio AC de 120, 208 o 240 AC voltios, nominal.

3. Receptáculo de 250 voltios y Conectores accesorio de 50 y 60 Amperios: Los receptáculos y conectores de 250 voltios para conexiones de 50 – 60 Amperios ac para equipo médico de uso en áreas peligrosas (clasificadas) deben hacerse arreglo de tal forma los receptáculos de 60 amperios puedan aceptar conectores de 50 o 60 amperios; los tomas de 50 amperios deben estar diseñados de tal forma que no acepten conectores de 60 amperios. El conector debe ser de 2 polos, 3 alambres con un tercer contacto conectado al conductor tierra aislado (tira verde o la rayada con verde y amarillo) del sistema eléctrico.

517-62 Tierra

En cualquier área de anestesiología todas las canalizaciones metálicas, cables con funda de metal y todas las porciones de los equipos eléctricos fijos no cargadores de corriente deben ser aterrizados.

El aterrizaje para locales de Clase I, debe estar de acuerdo lo estipulado en la sección 501-16.

Excepción: Equipos que no estén operando a más de 10 voltios entre conductores no deberán ser requeridos su aterrizaje.

Los requerimientos de aterrizaje para áreas de anestesiología se aplique solamente a las canalizaciones metálicas, cables de funda metálicos y equipo eléctrico. Carretillas, tablas y otros artículos no eléctricos no son requeridos a tierra. En áreas de anestesiología inflamables los dispositivos como carros portátiles, tablas usualmente tienen una resistencia a tierra de no más de 1, 000,000 ohms, entre el uso de llantas conductivas, ruedas y pisos conductivos para eludir la formación de cargas eléctricas de estática.

517-63 Sistemas de Potencia Aterrizados en Áreas de Anestesiología

(A). Unidades de Luces de Emergencia con Baterías

Una o más baterías para la unidad de luces de emergencia deberán de proveerse en acuerdo con la sección 700-12 (E) del NEC.

Las fallas del alimentador del circuito de emergencias que provee a sala de operaciones podría ordinariamente dejar a ésta en la oscuridad. El requerimiento de instalar al menos una unidad de iluminación de emergencia operado por batería resulta en la iluminación inmediata en caso de pérdida de energía; esta unidad ayuda a mitigar el impacto o peligros que acarrea la interrupción total de energía.

(B). Alambrado de Circuitos Ramales

Circuitos ramales solamente suministra equipo clasificado, arreglado, diagnosticado y permanentemente instalado y en otras áreas de peligro deberán ser permitidas ser suministradas por un servicio normal de aterrizado, de sistemas monofásicos o trifásicos, se proveen en las aplicaciones siguientes:

1. Alambres para circuitos aislados, no ocupan la misma canalización o cable.
2. Todas las superficies conductoras del equipo están aterrizadas.
3. Equipos (excepto tubos de rayos X encerrados y los plomos del tubo estarán localizados por lo menos a 2.5 m (8 pies) sobre el piso, o fuera del área de anestesiología.
4. Los Interruptores de los circuitos ramales de tierra están localizados fuera de las áreas de peligro.

Excepción: Sección 517-63 (B) (3) y (B) (4) no deberán de emplearse en otras áreas de peligro.

(C). Circuito Ramal de Luces Accesorio

Los circuitos ramales que suministran solamente la iluminación deben permitir ser suministrados por un sistema normal aterrizado, abasteciendo los siguientes:

1. Tales accesorios son localizados por lo menos 2.5 m (8 pies) sobre el piso.
2. Todas las superficies conductoras de las luminarias fijas son aterrizadas.
3. Alambrado para circuitos que suministran a las luminarias no utilizarán la misma canalización o cable para los circuitos aislados de suministro de energía
4. Interruptores que son montados en paredes y localizados sobre áreas de peligro.

Excepción: Sección 517-63 (C) (1) y (C) (4) no deberán de emplearse en otras áreas de peligro.

(D). Estación de Control Remoto

Estaciones de control remoto de montaje de pared para el control remoto de interruptores operando a 24 voltios o menos, deberán de permitir de ser colocados en cualquier área de anestesiología.

(E). Áreas de Sistemas de Potencia Aislados

Un centro de energía aislado clasificado para el propósito y con alimentación primario aterrizado deberá de permitirse para ser colocados en áreas de anestesiología, provisto en instalación sobre áreas de peligro o en otras áreas de peligro.

(F). Circuitos en Áreas de Anestesiología

A excepción de lo permitido en el literal anterior, cada circuito de energía dentro o parcialmente dentro de un área de anestesiología inflamable como es referida en la sección 517-60 debe ser aislado de cualquier sistema de distribución que suministre a otras áreas de anestesiología.

517-64 Equipos e Instrumentos de Bajo Voltaje

(A). Requerimiento de Equipos.

Equipos de bajo voltaje, que están constantemente en contacto con el cuerpo de la persona, o se han expuesto a elementos cargadores de corriente deberán ser como se sigue:

1. Operar en un potencial eléctrico de 10 voltios o menos o
2. Aprobado como seguridad intrínseca o equipo con doble aislamiento o
3. Resistencias húmedas.

(B). Fuentes de Energía

La energía deberá proveerse a equipos de bajo voltaje de la siguiente manera:

1. Un transformador de aislamiento portátil individual (no deberán de ser usados autotransformadores) conectados a un receptáculo con circuito de energía aislado aislados por razones de cables apropiados y tomas de conexión o
2. Un transformador de aislamiento de bajo voltaje común instalado en otras áreas de peligro o
3. Baterías individuales de celdas secas o
4. Baterías comunes hechas de celdas de almacenamiento colocadas en otras áreas de peligro.

(C). Circuitos Aislados

Transformadores de aislamiento para el suministro a circuitos de bajo voltaje deberán tener lo siguiente:

1. Medios aprobados para el aislamiento de circuitos secundarios del circuito primario, y
2. La base y la caja puestas a tierra.

(D). Controles

Dispositivos de resistencia o impedancia deben permitir el control de equipos de bajo voltaje, pero no deben ser usados para limitar el voltaje máximo disponible de los equipos.

(E). Instrumentos Energizados por Baterías

Instrumentos energizados por batería no deberán ser capaces de cargarse mientras operan a menos que en sus circuitos de carga se incorpore un transformador de aislamiento integral.

(F). Receptáculos

Cualquier receptáculo o conector usados en circuitos de bajo voltaje debe ser del tipo que no permita conexiones intercambiables con circuitos de alto voltaje.

FPN: Cualquier interrupción del circuito, incluso tan bajo como 10 voltios, o cualquiera de los interruptores o conexiones flojas o defectuosas en cualquier parte de los circuitos pueden producir chispas que son suficientes para la ignición de los agentes anestésicos inflamables.

2.7 Instalación de Rayos X

No se interpretará nada en esta parte como especificaciones de seguridad contra el útil haz de rayos X o rayo de radiación de los rayos X.

FPN 1: Seguridad para la radiación y ejecución de varios requerimientos para diferentes equipos de rayos X, son regulados, bajo la Ley Pública 90-602 y son reforzados por el Departamento de Servicios Humanos y de Salud.

FPN 2: En adición, información en la protección radioactiva por el Consulado Nacional en protección radioactiva y medidas publicadas como reporte del Consulado. Estos reportes son obtenidos de publicaciones NCRP P.O. BOX 30175, Washington DC 20014.

517-71 Conexiones para Circuitos de Suministro

(A). Equipos Estacionarios y Equipos Fijos

Los equipos de rayos X tanto portátil como fijos deben ser conectados a la fuente de suministro por medio de métodos de alambrado que se conocen en los requerimientos generales de este Código.

Excepción: Los equipos propiamente suministrados por un ramal de circuito a un ritmo no mayor de 30 amperios deben ser permitidos que su suministro sea por medio de conectores convenientes y cable.

(B). Equipo Transportable, Portátil y Móvil

No se requerirá circuitos ramales individuales para equipos de Rayos X transportables, portátiles y móviles que posean una capacidad no mayor de 60 amperios.

(a) Equipo Portátil

Para un equipo conectado a un circuito ramal de 120 voltios de 30 amperios o menos, con conector de tipo aterrizado y con receptáculo apropiado deberá permitirse para servir como una forma de desconexión.

2.8 Comunicaciones, Sistemas de Señalización, Sistemas de Datos, Sistemas de Alarmas contra Incendios y Sistemas de Voltaje Nominal menor de 120 Voltios.

517-82 Áreas de Cuidado de Pacientes

El aislamiento equivalente para los sistemas de distribución eléctrica en áreas de cuidados de pacientes es requerido para los sistemas de comunicación, sistemas de señales, sistemas de datos, alarma contra incendios, y sistemas que operen con un voltaje menor de 120 voltios.

517-83 Otras Áreas para el Cuidado de Pacientes

En otras áreas aparte de las que están destinadas para el cuidado del paciente deben ser instaladas de acuerdo al artículo 640²⁸, artículo 725²⁹, artículo 760³⁰ y artículo 800³¹.

2.9 Sistema de Potencia Aislado.

517-160 Sistema de Potencia Aislado.

(A). Instalaciones.

(1).Circuitos de Energía Aislados: Cada circuito de energía aislado deberá de ser controlado por un interruptor que tenga un polo de desconexión en cada conductor de circuito aislado para desconectar la energía, simultáneamente, tal aislamiento deberá ser completado por medio de uno o más transformadores que no tengan conexión eléctrica entre alambrados primarios y secundarios en la forma de colocación de generador de motores o formas convenientes de baterías aisladas.

(2).Características del Circuito: Los circuitos que suministran el primario del transformador de aislamiento debe operar a un potencial no mayor de 600 voltios entre conductores y debe ser provisto de protección contra sobrecorriente apropiada. El voltaje del secundario de tal transformador no deberá exceder los 600 voltios entre conductores de cada circuito. Circuitos que son suministrados directamente por baterías o desde un motor generador debe ser aterrizado y debe ser protegido contra sobrecorriente de la misma forma en el que el circuito secundario del transformador.

²⁸ NEC 1999: "Registro de Sonido y Equipos –Similares".

²⁹ NEC 1999: "Circuitos de Control Remoto de Fuerza de Baja Potencia".

³⁰ NEC 1999: "Sistema de Alarma contra Incendios".

³¹ NEC 1999: "Circuitos de Comunicaciones".

Si un escudo de electrostática se presenta, deberá ser conectado al punto de referencia de tierra.

(3).Localización del Equipo: El transformador de aislamiento, el generador del motor, baterías y cargadores de baterías y asociados a dispositivos de protección contra sobrecorriente del primario y secundario, no deberán ser instalados en áreas peligrosas (clasificadas).

El alambrado del circuito aislado secundario se extiende a las áreas anestésicas peligrosas, deberán ser instalados de acuerdo con la sección 501-4³².

(4).Un transformador de aislamiento deberá servir más de una sala de operaciones, excepto como es cubierto en (A) y (B).

Para el propósito de esta sección, los cuartos de inducción de anestesia son considerados parte de las salas de operaciones.

(a).Sala de inducción. Donde un cuarto de inducción sirve a más de una sala de operación, el circuito de aislamiento de la sala de inducción deberá ser permitido que sea abastecido desde el transformador de aislamiento de cualquiera de las salas de operación por esa sala de inducción.

(b).Voltajes Altos. Transformadores de aislamiento deberán ser permitidos para servir a receptáculos individuales, donde hubiese áreas de pacientes.

1. Los receptáculos son reservados para suministrar energía a equipos que requieren 150 voltios o más, tales como unidades de rayos X portátil.

2. Los receptáculos y los enchufes acartonados no son intercambiables con los receptáculos en el sistema de poder aislado local.

³² NEC 1999: "Métodos de Alambrado".

(5).Identificación de Conductores: Los conductores de circuito aislado deberán ser identificado como a continuación se describe:

(1).Conductor Aislado No. 1 – Anaranjado.

(2).Conductor Aislado No. 2 – Café.

Para sistemas de 3 fases, el tercer conductor debe ser identificado como amarillo, donde los conductores de circuito aislado proveen 125 voltios, fase individual, con receptáculos de 15 y 20 amperios, el conductor anaranjado deberá ser conectado a las terminales del receptáculo que son identificados en acuerdo con las sección 200-10 (B) para conexión de conductor de circuitos de tierra (NEC).

(6).Alambre Compuesto: Alambre compuesto que incrementa la constante del dieléctrico, no deberán ser utilizados en los conductores secundarios del suministro de energía aislado.

FPN 1: Es deseable limitar el tamaño del transformador de aislamiento a 10 KVA o menos y utilizar conductores aislados con salida baja para resolver requisitos de impedancia

FPN 2: Disminuyendo la distancia del conductor de circuito ramal y usando conductores aislados, con una tendencia del dieléctrico baja de 3.5 y aislamiento constante de resistencia, mayor de 6,100 megaohm - metros (20,000 Megaohm. Pies) a 16 °C (60 F) se reducen fugas de línea a tierra, reduciendo el peligro de la corriente.

(B). Monitor de Aislamiento de Línea.

1. Características: En adición del uso de dispositivos de protección contra sobrecorriente, cada sistema de potencia aislado deberán de ser protegido con un monitor de aislamiento de línea de operación continua que indica corrientes de peligro total. El monitor deberá ser diseñado para que una lámpara de señal verde pueda ser ampliamente visible a las personas en cada área de servicio del sistema de energía aislado, el cual se mantiene encendido cuando el sistema está adecuadamente aislado de tierra.

Una lámpara de señal roja continua, una señal audible (si se desea remota), deberá ser energizada cuando la corriente de peligro total (consiste en posibles corrientes resistivas y corrientes capacitivas) ya sea de cualquiera de los conductores de tierra alcance el umbral de 5 mA bajo las condiciones de voltaje de línea nominal. El monitor de línea no deberá de alarmarse por una corriente de peligro menor de 3.7 mA o por una corriente de peligro total de menos de 5 mA.

2. Impedancia: El monitor de aislamiento de línea, deberá ser designado para tener un impedimento interno suficiente tal que, cuando sea conectado apropiadamente al sistema aislado, la corriente interna máxima, que puede fluir a través del monitor de aislamiento de línea, cuando cualquier punto del sistema aislado esté aterrizado, debe ser de 1 mA, es decir, que el riesgo permitido del sistema es de 1 mA. Se acostumbra fijar los límites del sistema sin incluir el valor del detector. (Este requerimiento es correlativo a los requerimientos ANSI / IEEE STD 602).

Excepción: El monitor aislado de línea debe ser permitido para ser de tipo de baja impedancia tal que la corriente fluya a través del monitor aislado de línea, cuando cualquier punto del sistema aislado sea aterrizado, no excederá dos veces el valor del umbral de alarmas por un periodo que no excede 5 milésimas de segundos.

FPN: Reducción de corriente de peligro del monitor provee esta reducción en un resultado de incremento, “no alarmarse”, umbral de valores para la corriente en peligro de falla, incrementará capacidad de circuitos.

3. Amperímetro: Deberá montarse un amperímetro calibrado en un lugar visible del monitor de aislamiento de línea para la corriente de peligro total del sistema (contribución de la corriente de monitor más la corriente de falla) esta deberá ser colocada en la posición de “alarma encendida”; zona aproximadamente en la escala del centro.

Los fusibles de protección del detector deben ser accesibles desde el frente del tablero. Si uno o ambos fusibles se funden, la luz verde de “seguridad” se debe apagar en el indicador.

Excepción: El monitor de aislamiento de línea será permitido ser una unidad compuesta, con una sección de detección cableada a una sección separada del panel de exhibición en la cual las funciones de la alarma o funciones de prueba estén situadas.

FPN: Es deseable colocar el amperímetro de tal forma que éste sea visible para el personal en el área de anestesiología.

C A P Í T U L O I I I : T E C N O L O G Í A E M P L E A D A P A R A L A P R O T E C C I Ó N E L É C T R I C A E N Á R E A S C R Í T I C A S H O S P I T A L A R I A S .

III Introducción

Uno de los centros más frecuentados por el ser humano y en donde se expone más al choque de corriente eléctrica son los hospitales. Como prueba de esto son las múltiples historias conocidas en donde sin razón aparente un paciente fallece en quirófano.

En un quirófano, por lo general los pisos son conductivos, la salud del paciente está disminuida, y con frecuencia hay flujo sanguíneo, estos tres factores son catalizadores para dañar a una persona ante el paso de una corriente de fuga, por lo tanto, este tipo de paciente se encuentra vulnerable a sufrir un accidente eléctrico. De la misma forma, se podría ejemplificar a un paciente que se encuentre en cuidados intensivos, que, debido al contacto directo con equipos médicos, y al deterioro físico que éste puede presentar, se predispone a recibir una descarga eléctrica que puede provocarle la muerte. Es por ello que a los pacientes que se encuentran bajo condiciones de riesgo, ya sea que éstos entren en contacto directo con los equipos, o que sean sujetos de procedimientos invasivos, (cateterismo cardíaco), es necesario brindarles la protección eléctrica adecuada entorno al ambiente en el que se encuentran.

Pese a que el uso de la Energía Eléctrica en Quirófanos y Unidades de Cuidados Intensivos se ha elevado en forma considerable, los accidentes mortales se han reducido, todo ello debido a que los expertos empezaron a estudiar estas condiciones para hacer una norma de seguridad, así como al conocimiento en la aplicación de tecnología para la protección eléctrica en los centros hospitalarios.

En este capítulo se definen las tecnologías de protección eléctrica más utilizadas en el ambiente hospitalario.

3.1 SISTEMA DE PUESTA A TIERRA.

3.1.1 Introducción.

Los avances tecnológicos han permitido el desarrollo de equipos médicos cada vez más sofisticados y sensibles, lo que implica mejorar la seguridad de los pacientes y equipos, mejorando entre otros las puestas a tierra de los mismos.

Los sistemas de puesta a tierra (SPT) son componentes cada vez más importantes de los sistemas eléctricos, puesto que deben permitir la conducción hacia el suelo, de cargas eléctricas originadas por rayos, electricidad estática o fallas del sistema; estos sistemas garantizan la operación de las instalaciones dentro de los parámetros estándares y aseguran el resguardo del paciente, personal y equipos.

Por lo anterior los sistemas de puesta a tierra (SPT) han de ser considerados justo antes de toda ampliación ó implementación de sistemas eléctricos en general, y no sólo cuando ocurren fallas.

La posibilidad de electrocución es mayor en los hospitales, por tener dos tipos de pacientes: los que manipulan equipos eléctricos como parte de su actividad normal, cuyo umbral de peligro es de 25 mA y los que están sometidos a tratamientos invasivos con catéteres al corazón, cuyo umbral de peligro se encuentra desde los 10 μ A en adelante; estos pacientes son denominados como eléctricamente susceptibles. Puede considerarse que un paciente está conectado a tierra debido a la transpiración, a la posible incontinencia y al simple hecho de que se encuentra sobre una cama de armazón metálico. La conexión a tierra de todos los equipos eléctricos y electrónicos es requerida tanto por seguridad como punto de referencia del sistema. Debe existir una perfecta equipotencialidad entre todos los componentes del sistema y tierra.

Una adecuada conexión a tierra y equipotencialidad de los componentes del sistema garantizan una operación limpia, libre de ruidos electromagnéticos y una alta confiabilidad. En el caso de hospitales las puestas a tierra se constituyen en el verdadero y más tangible seguro de vida de los pacientes. En el presente documento, se consignan los principales criterios a aplicar para los sistemas de puesta a tierra en hospitales.

3.1.2 Generalidades.

Los requerimientos que se detallan en este capítulo, están basados en el Código Eléctrico Nacional, el cual, exige que todas las partes metálicas de los equipos eléctricos y electrónicos sean conectadas a tierra, así como el neutro de sus fuentes de suministro (tableros principales, neutros del secundario de transformadores derivados separadamente, UPS o fuentes ininterrumpidas de tensión, generadores, etc.) (Ver Figura 1).

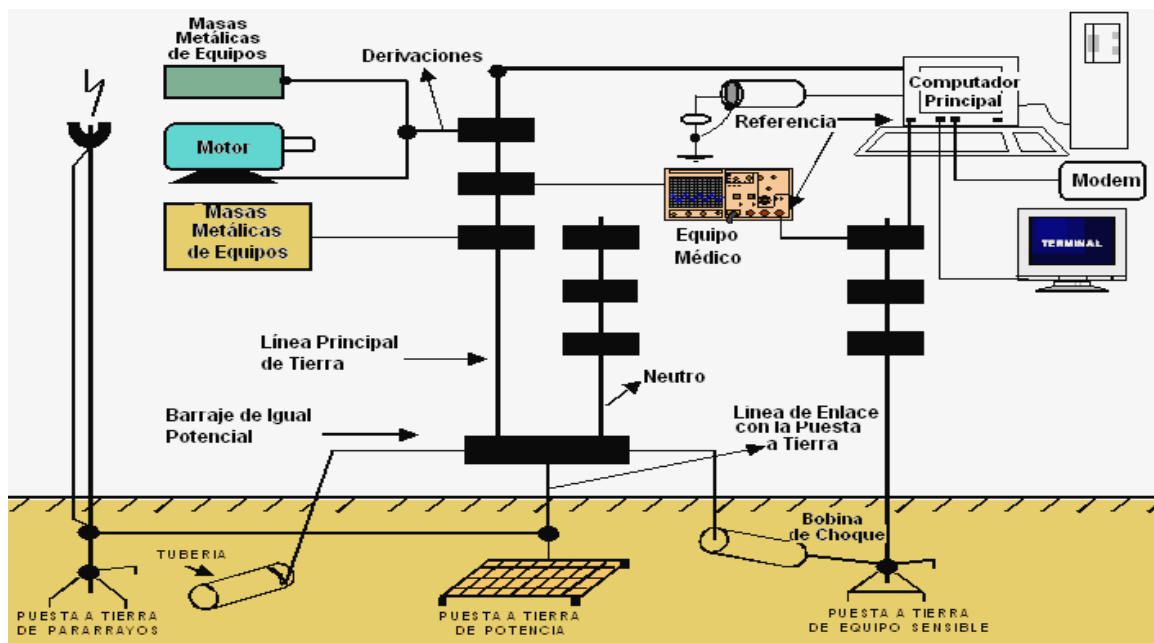


Figura 3.1. Constitución de un sistema de puesta a tierra.

Fuente: Puesta a Tierra. Instalaciones Eléctricas Hospitalarias, A. Orostegui, 1998

3.1.3 Tierra, Corriente de Fuga y Corriente de Falla.

El conductor a tierra en el cable de derivación de tres alambres de un sistema de distribución de energía es de suma importancia para la seguridad eléctrica.

Las conexiones eléctricas del conductor a tierra, su condición y su capacidad de carga de corriente son factores importantes en el suministro de una vía de retorno de baja resistencia para corrientes de fuga y de falla. Nótese que el conductor a tierra se conecta al conductor neutro sólo en el panel de distribución.

Es importante comprender que el conductor neutro es la vía de retorno para la corriente de línea utilizada en la operación de equipo e instrumentos. Por otra parte, el conductor a tierra es la vía de retorno para corrientes de fuga y de falla; por lo tanto, los sistemas adecuados de conexión a tierra en el sistema de distribución eléctrica son necesarios para impedir la presencia de potenciales eléctricos entre superficies conductoras expuestas a instrumentos, la eliminación de esta diferencia potencial puede descartar el peligro de un choque eléctrico, ya que no fluirá ninguna corriente.

Además, todos los instrumentos y aparatos deben estar adecuadamente conectados a tierra (incluyendo la cubierta del equipo) o contar con doble aislamiento. En caso de haber una falla a tierra (un alambre de alto voltaje haciendo contacto con una superficie a tierra), no operarán los instrumentos de protección de sobrecorriente si el equipo y las cubiertas del mismo no están conectadas adecuadamente a tierra. Esto puede dar como resultado peligrosos potenciales eléctricos en todas las superficies conductoras.

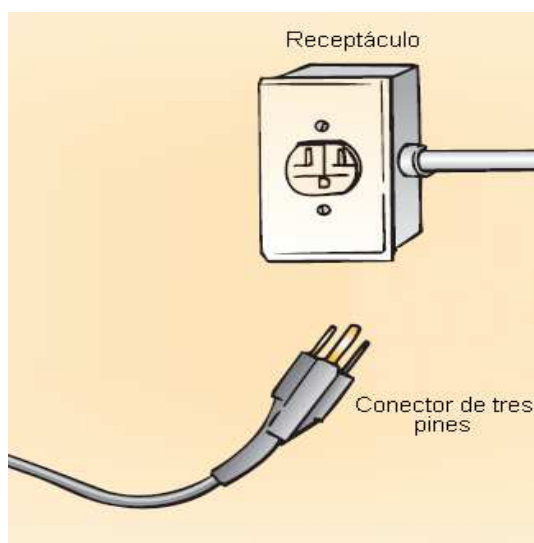


Figura 3.2 Conector moldeado de tres es y su correspondiente receptáculo.

Fuente: National Electrical Code Handbook, 2005, NFPA70.

El equipo se conecta a tierra mediante el alambre de tierra en el cable de energía. El punto débil en el sistema es el conector, el cual en hospitales debe ser de grado hospitalario.

Tanto los conectores de tres pines como los receptáculos de grado hospitalario se pueden identificar por un punto verde que está marcado en la cara. La figura 3.2 muestra un conector típico de tres pines. Obsérvese que la terminal a tierra es la de forma de U en el fondo. Esta terminal es más larga que las otras dos por una muy buena razón; es la primera terminal que hace contacto al ser conectado el aparato, y la última en hacer contacto cuando se desconecta el mismo. De esta manera, el aparato queda conectado a tierra antes de completar el circuito y permanece temporalmente conectado a tierra después de que el circuito se ha roto. Sin embargo, la larga punta a tierra tiene una gran desventaja: cuando un conector se retira bruscamente de la pared, ésta es la punta que puede romperse, y entonces el aparato ya no se puede conectar a tierra. Esta es la razón por la cual se debe advertir al personal del hospital de no retirar bruscamente los conectores de la pared y de examinar cada conector antes de insertarlo.

La siguiente figura, muestra un receptáculo grado hospitalario, el cual posee las características antes mencionadas. Desde 1990, el National Electrical Code exige en el artículo 517-18 literales (B) y (C), el uso de receptáculos grado hospitalario.



Figura 3.3 Receptáculo grado hospitalario, identificado por una marca verde en la cara frontal.

Fuente: National Electrical Code Handbook, 2005, NFPA70.

La figura 3.4 ilustra las vías de corriente para corrientes de fuga y de falla. También se ilustra un aparato eléctrico. Nótese que su cubierta conductora se conecta al conductor a tierra en el receptáculo. El conductor cargado de energía, o caliente, y el conductor neutro son separados o aislados de la cubierta del equipo. Esto se indica en la misma figura mediante una resistencia, que representa una vía de corriente de alta impedancia (resistiva, capacitiva o inductiva) entre líneas cargadas de energía y la cubierta del equipo. Por lo general, estas corrientes de fuga pueden regresar, a través del conductor a tierra, al conductor neutro en el panel de distribución de energía. Si el conductor a tierra no está conectado adecuadamente a la cubierta del equipo o no tiene un retorno adecuado al panel de distribución, y si un individuo toca el equipo mientras hace contacto con una superficie conectada a tierra, la corriente de fuga fluirá a través de este individuo.

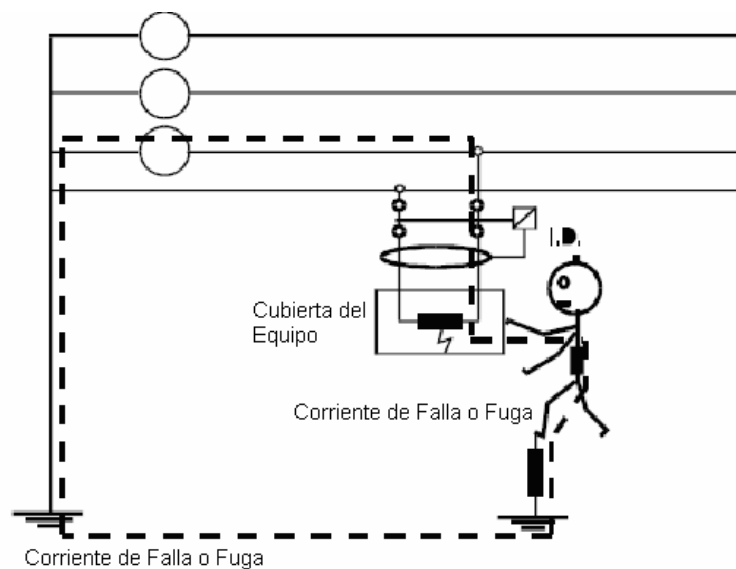


Figura 3.4 . Corrientes de fuga y falla.

Fuente: Los Riesgos Eléctricos y su Ingeniería de Seguridad. M. Toledo, U. Politécnica de Madrid, España.

En general, todo equipo eléctrico genera cierta corriente de fuga. Normalmente la magnitud de esta corriente de fuga es demasiado pequeña para considerarse peligrosa, excepto en situaciones de microshock.

3.1.3.1 Circuitos a Tierra.

Para fines de monitoreo, terapéuticos y de diagnóstico, los pacientes son eléctricamente conectados a muchos tipos de instrumentación.

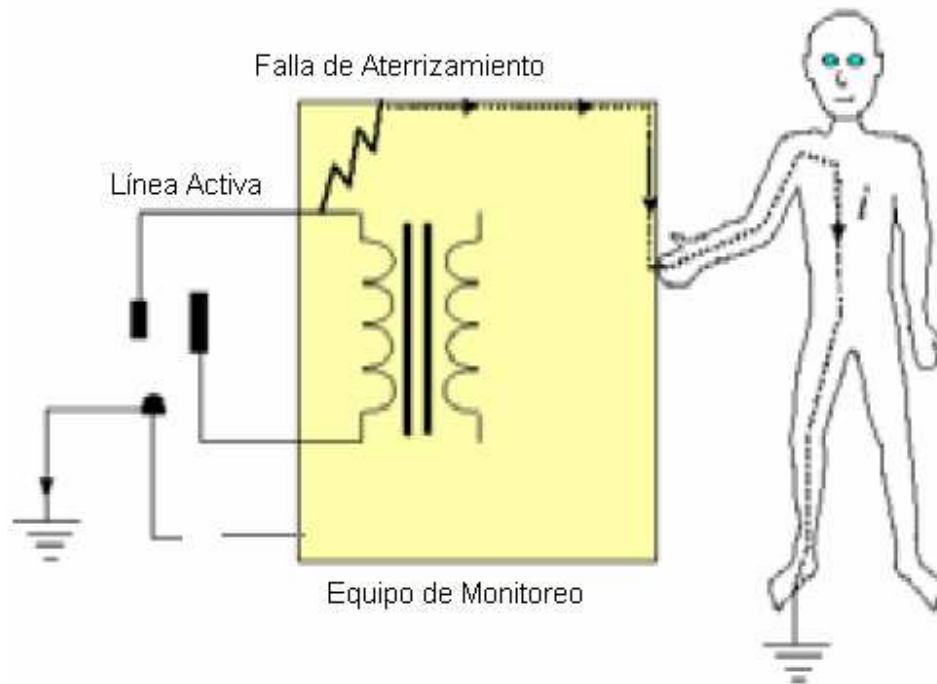


Figura 3.5 Corrientes de circuito a tierra.

Fuente: Electrical Safety of Medical Equipment. U. Americana de Sharjah

La figura 3.5 ilustra la formación de un circuito a tierra que resulta de la colocación de conductores a tierra en un paciente. El conductor a tierra de un monitor de ECG se conecta para probar la pierna derecha del paciente. Estos conductores a tierra son conectados a través de las cubiertas del equipo y circuitos internos a un punto a tierra en común en el sistema de distribución de energía en el receptáculo de la misma. Como puede observarse en la figura 3.5, se ha formado un circuito conductor llamado circuito a tierra, siendo el paciente un elemento en esa vía de corriente conductora. Se crean dos problemas: un peligro a la seguridad y una fuente de artefacto de señal.

El artefacto de señal que se origina por la presencia de corrientes del circuito a tierra aparece en el ruido de 60 Hz en las entradas de la instrumentación de monitoreo fisiológico.

El método de reducción o eliminación de corrientes de circuito a tierra a través de un paciente se logra conectando ambas máquinas al mismo punto a tierra y tener sólo una conexión a tierra hacia el paciente, esta solución elimina por completo el circuito a tierra.

Como una condición adicional todas las instalaciones metálicas externas del edificio ó casetas, estructuras soportes, equipos de aires acondicionado, tanques de combustible, vientos de torres, etc., deberán estar sólidamente conectados al anillo de aterrizamiento exterior de las instalaciones.

Esto ofrece un excelente apantallamiento contra cualquier fenómeno de inducción electrostática ó electromagnética, producto del desplazamiento de grandes bloques de corriente.

3.1.4 Puesta a Tierra.

A continuación se enuncian las más importantes exigencias que se deben tener en cuenta en las puestas a tierras hospitalarias:

- Redundantes. El principal criterio sobre tierras para hospitales que las hace diferentes a otras instalaciones es el de construirlas redundantes.
- El Neutro. Debe conectarse en uno y sólo un punto, en el transformador y antes de cualquier medio de desconexión o dispositivo de protección. Este punto debe ser un barraje equipotencial (BE) de cobre de 3"x¼"x60 cm; el conector que une los electrodos con el BE debe ser aislado y de color verde o verde-amarillo.
- A su vez la carcasa del transformador o de un equipo, el neutro y el cable principal de tierra deben estar aterrizados siempre, sin seccionamientos ni posibilidad de daño.

- Los Electrodo de Puesta a Tierra. Deben estar tan cerca como la práctica lo permita de la conexión al neutro del sistema. Preferentemente deben emplearse varillas de cobre sólido de 5/8" x 2.4 m como mínimo, enterradas verticalmente.
- Malla de Puesta a Tierra. Debe tener por lo menos una caja de inspección de 0.3 x 0.3 m con tapa fácil de levantar de acuerdo con el diseño de dicha malla.
- Partes metálicas. Las tuberías metálicas subterráneas, la estructura metálica del edificio, los apantallamientos, en el caso que los hubiera, debe unirse entre sí y conectarse al sistema de puesta a tierra en el BE. Los ductos, las bandejas para cableado y las cajas para salidas tienen que unirse rígidamente a la fuente del sistema, si éste es alimentado en forma separada. Además, los ductos metálicos, los gabinetes, las estructuras y demás partes metálicas del equipo eléctrico, no portadoras de corriente, deben mantenerse a una distancia mayor de 1.8 m de los bajantes de pararrayos[†] o de la distancia calculada como segura. Si no es así deberían unirse rígidamente entre sí.
- Corrientes espúreas o errantes. No se debe permitir que corrientes espúreas o errantes circulen por los conductores de puesta a tierra de los equipos, sólo las corrientes de una falla a tierra deben fluir por ellos.
- Cables. Los cables tipo MC y MI deben tener una pantalla o armadura metálica exterior válida como trayectoria de tierra. Con esto se busca que los circuitos parciales que alimentan las áreas de cuidado de pacientes dispongan de una trayectoria a tierra redundante a través de un ducto o cable metálico. Esta trayectoria es adicional a la que se tiene mediante el conductor de puesta a tierra aislado.

[†] La definición de los términos que posean este símbolo se encuentra en el glosario al final del documento.

- Tomacorrientes y equipos eléctricos fijos. En los lugares usados para el cuidado de pacientes, todos los tomacorrientes y las superficies conductivas (metálicas) de los equipos fijos, los cuales transportan corriente, pero que pueden estar energizados operando con tensión mayor a 100 voltios y que estén al alcance de las personas, deben ser puestos a tierra por medio de un conductor de cobre aislado, cuyo calibre debe estar de acuerdo con la Tabla 1, instalado junto con los conductores del circuito ramal que alimenta estos tomacorrientes o equipos.

Excepciones: Las tapas de las salidas pueden ser puestas a tierra por medio de tornillos metálicos de montaje, los cuales fijan la tapa a la caja de salida metálica puesta a tierra o conectadas a un dispositivo de alumbrado puesto a tierra.

Capacidad nominal de la protección en amperios	Calibres de conductores de cobre		Capacidad de corriente en falla *	Factor K **	Sobrecarga Permitida	Capacidad según tabla 310-16 ***
	AWG	kcmil				
20	12	6530	155	7,7	125%	25
30	10	10380	246	8,2	117%	35
40	10	10380	246	6,1	88%	35
60	10	10380	246	4,1	58%	35
100	8	16510	391	3,9	50%	50
200	6	26240	621	3,1	33%	65
400	3	52620	1.245	3,1	25%	100
600	1	83690	1.981	3,3	22%	130
800	1/0	105600	2.499	3,1	19%	150
1000	2/0	133100	3.150	3,2	18%	175
1200	3/0	167800	3.972	3,3	17%	200
1600	4/0	211600	5.008	3,1	14%	230
2000	250 kcmil	250000	5.917	3,0	13%	255
2500	350 kcmil	350000	8.284	3,3	12%	310
3000	400 kcmil	400000	9.467	3,2	11%	335
4000	500 kcmil	500000	11.834	3,0	10%	380
5000	700 kcmil	700000	16.568	3,3	9%	460
6000	800 kcmil	800000	18.935	3,2	8%	490

* Un amperio por cada 42,25 circular mill por cinco segundos.
 ** FACTOR K: Para calcular la capacidad de corriente en falla.
 *** Basada en 75° C para conductores de cobre.

Tabla 3.1 Calibre mínimo de los conductores de puesta a tierra para canalizaciones y equipos

Fuente: Código Eléctrico Nacional (NEC).

- Equipos conectados por medio de cable y tomas. Deben ser puestas a tierra las partes conductoras descubiertas, que transporten corriente, de equipos conectados por medio de cable y tomas, y que sean usados en áreas de cuidado de pacientes y operen con tensiones mayores a 100 V.

Excepción: Los equipos aprobados y protegidos por un sistema de doble aislamiento o su equivalente, los cuales tienen superficies conductoras descubiertas. Estos equipos deben ser claramente marcados y/o identificados.

3.1.5 Consecuencias de no Tener Puesta a Tierra.

El no poseer puesta a tierra trae como consecuencia:

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

3.1.6 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: de la red, intrínsecos al dispositivo (equipo) y por interferencia.

Los tipos de ruidos los podemos clasificar por:

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

3.1.7 Corrientes Espúreas.

Las posibles fuentes de las corrientes espúreas son:

- Desbalance de los transformadores
- Cortocircuitos
- Cercas electrificadas
- Protecciones galvánicas
- Circuitos de baterías
- Electricidad estática
- Aislamientos desgastados o inadecuados
- Cables rotos
- Vías electrificadas
- Tensiones inducidas
- Rayos
- Radio frecuencia

3.1.8 Camino Efectivo de Puesta a Tierra.

El camino a tierra desde circuitos, equipos y cubiertas debe:

- a) Ser permanente y continuo.
- b) Garantizar condiciones de seguridad a pacientes y personal hospitalario.

- c) Tener suficiente capacidad de corriente para transportar con toda seguridad, cualquier corriente de falla que pueda circular por él.
- d) Tener una impedancia lo suficientemente baja para limitar el potencial respecto a tierra y asegurar el funcionamiento de los dispositivos de sobrecorriente del circuito.
- e) Evitar ruidos eléctricos y ser resistente a la corrosión.

3.1.9 Eficiencia de la Puesta a Tierra en Áreas de Cuidado Crítico.

Las áreas de atención crítica son aquellas unidades de cuidados especiales, UCI, las de cuidados coronarios, los laboratorios de cateterización y de angiografía, salas de partos, salas de cirugía y áreas similares en las cuales los pacientes son sometidos a procesos invasivos y conectados a aparatos electromédicos alimentados por la red.

La puesta a tierra es eficiente cuando cualquiera de dos superficies conductoras descubiertas en la vecindad del paciente que está en áreas de cuidado crítico, no sobrepase los 20 mV, medidas a través de una resistencia de 1000 ohmios. En consecuencia la impedancia límite entre dos superficies (eléctricamente conductoras) expuestas sea de 0.2 ohmios.

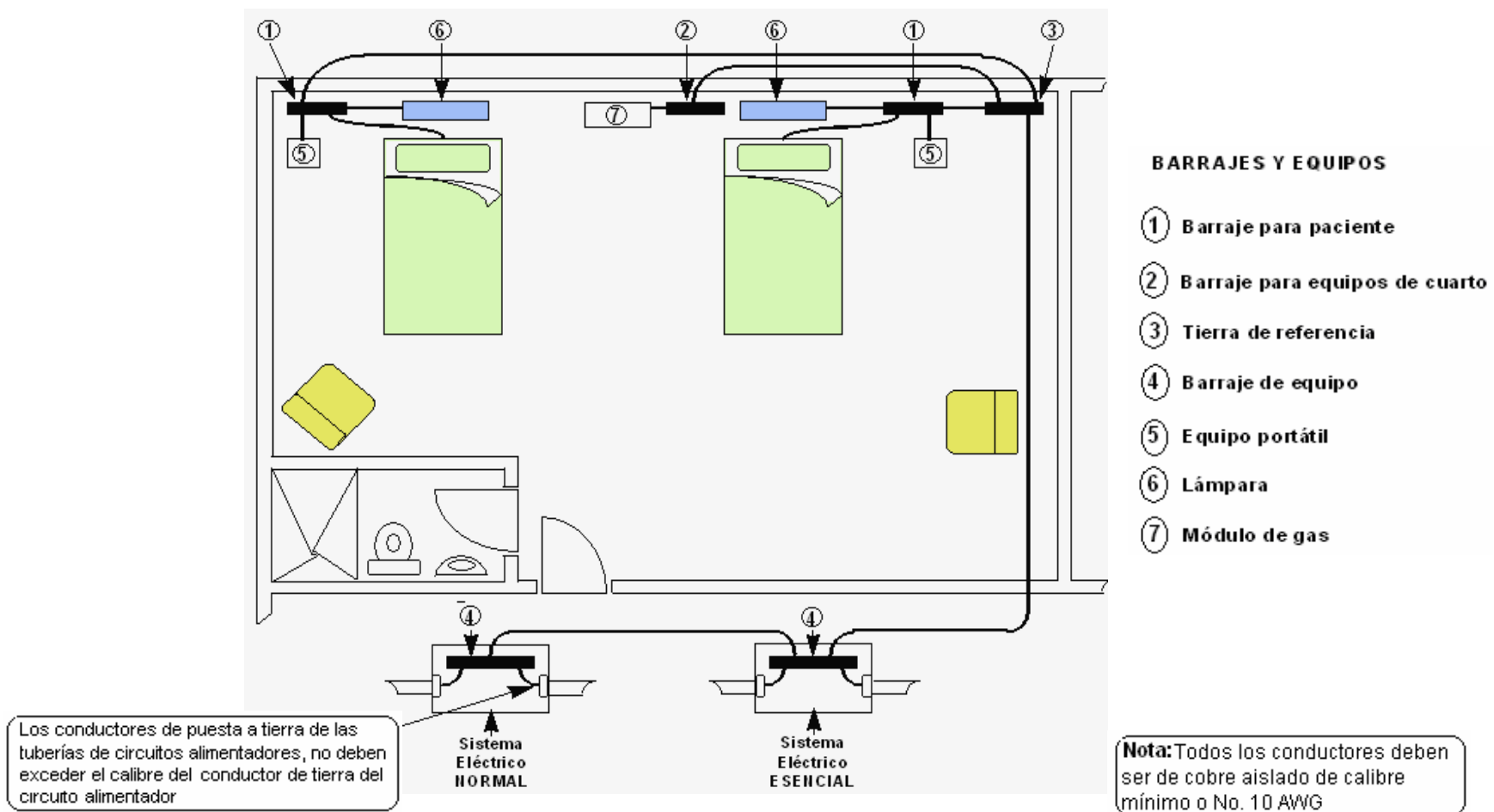


Figura 3.2 Puestas a Tierra e interconexiones en la vecindad de pacientes de cuidados críticos.

Fuente: Puesta a Tierra. Instalaciones Eléctricas Hospitalarias, A. Orostegui, 1998

3.1.10 Propósito y Tipos de Sistemas de Puesta a Tierra.

Para su estudio apropiado se estudiarán los sistemas de tierra según su aplicación.

3.1.10.1 Puesta a Tierra de los Sistemas Eléctricos.

El propósito de aterrizar los sistemas eléctricos es para limitar cualquier voltaje elevado que pueda resultar de rayos, fenómenos de inducción o, de contactos no intencionales con cables de voltajes más altos. Se logra uniendo mediante un conductor apropiado a la corriente de falla a tierra total del sistema, una parte del sistema eléctrico a tierra.

3.1.10.2 Puesta a Tierra de los Equipos Eléctricos.

Su propósito es eliminar los potenciales de toque que pudieran poner en peligro la vida de pacientes y personal hospitalario y, para que operen las protecciones por sobrecorriente de los equipos.

Se logra conectando al punto de conexión del sistema eléctrico a tierra, todas las partes metálicas que pueden llegar a energizarse, mediante conductor apropiado a la corriente de corto circuito del propio sistema en el punto en cuestión.

3.1.10.3 Puesta a Tierra en Señales Electrónicas.

Para evitar la contaminación con señales en frecuencias diferentes a la deseada. Se logra mediante blindajes de todo tipo conectados a una referencia cero, que puede ser tierra.

3.1.10.4 Puesta a Tierra de Protección Electrónica.

Para evitar la destrucción de los elementos semiconductores por voltaje, se colocan dispositivos de protección conectados entre los conductores activos y la referencia cero, que puede ser tierra.

3.1.10.5 Puesta a Tierra de Protección Atmosférica.

Sirve para canalizar la energía de los rayos a tierra sin mayores daños. Se logra con una malla metálica igualadora de potencial conectada a tierra que cubre los equipos o edificios a proteger.

3.1.11 Conexión Equipotencial.

Consiste en establecer una conexión conductiva directa entre la tierra de protección y todos los elementos conductores expuestos que pudieran quedar energizados bajo una condición de falla.

La conexión conjunta de todas las estructuras metálicas normalmente expuestas, y la conexión de éstas al terminal de tierra, previene la posibilidad de una diferencia de potencial peligrosa que surja entre conductores adyacentes ya sea bajo condiciones normales o anormales.

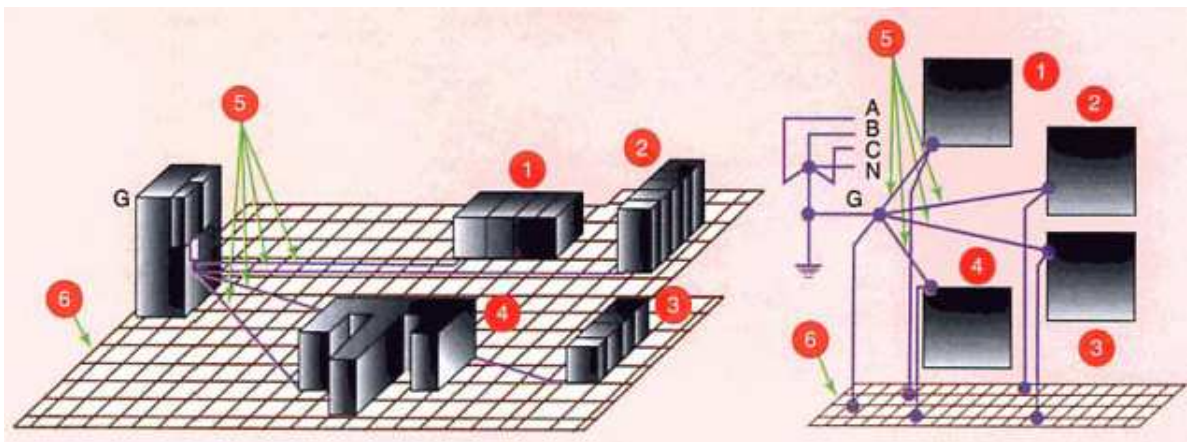


Figura 3.3 Conexión equipotencial. 1, 2, 3, 4: carcasas o estructuras metálicas; 5: conductores de conexión equipotencial; 6: malla de tierra.

Fuente: Puesta a Tierra. Instalaciones Eléctricas Hospitalarias, A. Orostegui, 1998

3.2 TRANSFORMADOR DE AISLAMIENTO DE LÍNEA.³³

3.2.1 Introducción.

El equipo eléctrico operando alrededor del paciente, aún cuando trabaje perfectamente, puede ser riesgoso para el mismo y para el cuerpo médico. Esto es debido a que cada equipo electromédico produce una corriente de fuga. La corriente de fuga consiste de cualquier corriente, incluyendo la corriente acoplada capacitivamente, que no es para aplicarse al paciente, pero la cual podría pasar desde partes metálicas expuestas de un aparato hacia tierra o hacia otra parte accesible de un aparato.

Normalmente esta corriente de fuga se deriva a través de un conductor de tierra en el cable de alimentación al equipo para evitar que pase por el paciente. Sin embargo, conforme esta corriente aumente, puede llegar a ser riesgosa.

La seguridad en el manejo de la energía eléctrica necesaria en todas las instalaciones del hospital, requiere de un grado mayor de cuidado en ciertas áreas de hospitales, como son salas de operaciones, terapia intensiva, etc., las cuales constituyen áreas de cuidados críticos, en estos lugares se manejan equipos para terapia o diagnóstico de acción eléctrica que funcionan en contacto directo con el paciente, lo que hace necesaria la utilización de tableros o paneles de aislamiento.

A continuación, se proporcionan criterios técnicos para obtener una mejor comprensión de los riesgos que significa utilizar inadecuadamente la energía eléctrica a emplearse en Hospitales Generales, dentro de las áreas de críticas.

³³ Fuente: Normas de Diseño de Ingeniería. Instalaciones Eléctricas. Capítulo 5: Fundamentos y Consideraciones para la Selección de Tableros de Aislamiento.

3.2.2 Generalidades.

Se instalará un tablero de aislamiento para quirófanos, con capacidad de 3 kVa por cada dos módulos de contactos. Siempre que se tenga tablero de aislamiento para quirófanos, habrá también un tablero de aislamiento para rayos X portátil, con capacidad de 15 kVa.

En las unidades donde no exista sistema de aislamiento, tampoco se tendrá piso conductivo.

3.2.3 Especificaciones para Instalaciones de Aislamiento.

En el sistema convencional, uno de los dos conductores de energía (el neutro) se conecta directamente a tierra en algún lugar del sistema de distribución de energía. Sin embargo en el sistema de energía aislada se elimina esta conexión.

Ya que ningún conductor de la corriente es conectado a tierra, ya no se tiene una línea "viva" ni una "neutra", sino que como tales se denomina línea a y línea b, Figura 1.

La corriente de cualquiera de las dos líneas sólo puede regresar a su fuente a través de la otra línea.

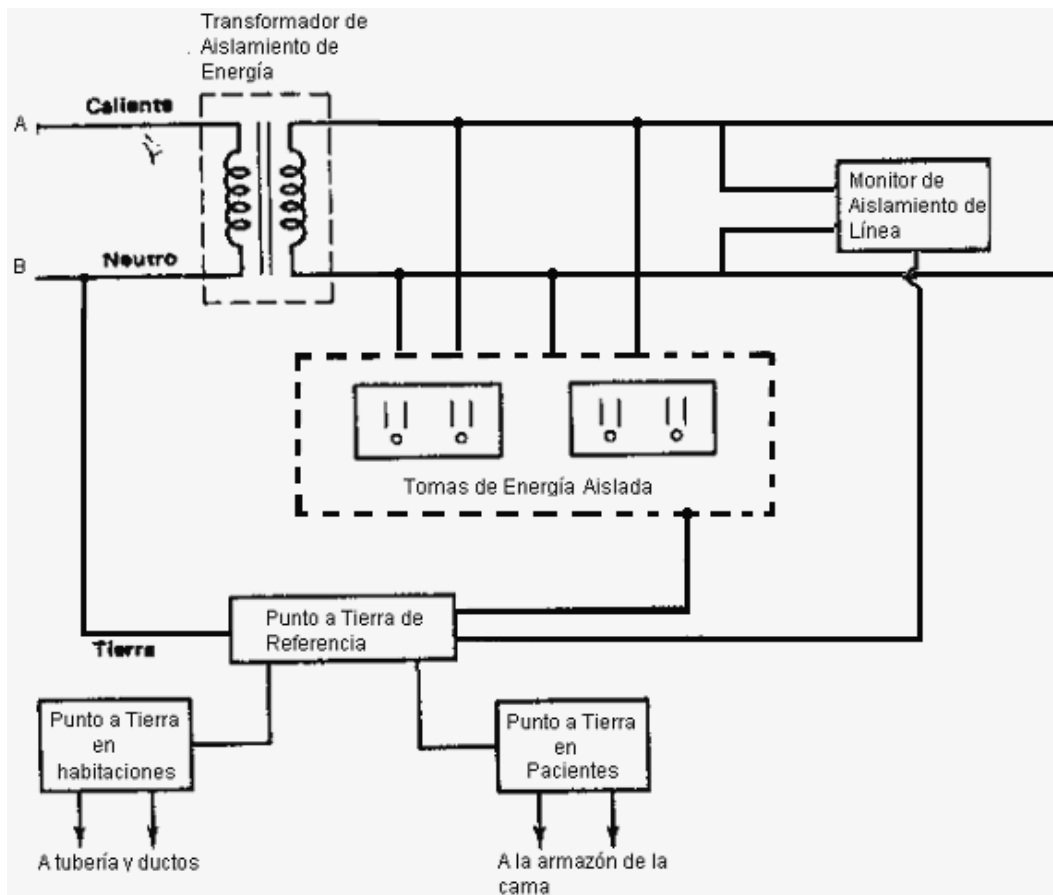


Figura 3.4 Sistema de distribución de energía aislada y puntos asociados de conexión a tierra y de enlace.

Fuente: Normas de Diseño de Ingeniería. Instalaciones Eléctricas. Capítulo 5: Fundamentos y Consideraciones para la Selección de Tableros de Aislamiento.

En el sistema convencional, una vez que el individuo ha hecho contacto con un conductor vivo todo lo que se necesita para tener un choque eléctrico es hacer contacto con cualquiera de las superficies a tierra, las cuales sobran en salas de operación y cuidados intensivos. Sin embargo si la línea A o B del sistema de energía aislada y cualquiera de las superficies a tierra hacen contacto, el flujo de corriente se limitaría tanto por la resistencia de la piel como por la resistencia entre cada línea y la tierra. Este aislamiento está integrado en el diseño de un transformador de aislamiento.

Las líneas A y B se encuentran física y eléctricamente aisladas de tierra. Sin embargo los transformadores de aislamiento no proporcionan un perfecto aislamiento, las razones de ello son:

- La proximidad de cada línea con tierra.
- Los tomas.
- Los cables de energía
- Las condiciones internas del equipo.
- La incorporación de más y más equipos al sistema.

Es de hacer notar que una falla del equipo conectado al sistema de aislamiento puede hacer una conexión directa a tierra y en este caso el sistema aislado se convierte en un sistema convencional.

También es bien importante mencionar que los transformadores de aislamiento se utilizaron como un método para reducir los problemas de generación de las cargas estáticas en ambientes donde se usaban gases anestésicos inflamables, los cuales en la actualidad ya no se utilizan, por lo tanto, este riesgo de generación de incendios de explosiones está completamente eliminado. Cabe mencionar que en el área de la boca del paciente se encuentra una mezcla enriquecida de vapores anestésicos y oxígeno, que bajo ciertas condiciones puede ser peligroso.

En la década de 1840-50 se inició la utilización de anestésicos inhalatorios. Los primeros en emplearse fueron el éter dietílico, el óxido nitroso y el cloroformo. Luego, en 1930-40, se introdujeron como anestésicos el ciclopropano y el tricloroetileno y en la década 1950-60 se empezaron a utilizar el fluoroxeno, halotano y metoxiflurano. En el transcurso de los años y como fruto de los trabajos de investigación, se han desarrollado nuevos gases anestésicos halogenados menos inflamables y menos tóxicos. En la década de los 80 se introdujeron el fluoroxeno, halotano, metoxiflurano, enflurano e isoflurano y en la de los 90 el desflurano.

Ya a finales del siglo XX se empezó a utilizar el sevoflurano que es considerado el anestésico inhalatorio ideal a principios del siglo XXI, éste es un anestésico líquido volátil no inflamable que se administra por vía inhalatoria mediante un vaporizador específicamente calibrado.

Todos estos gases anestésicos, a excepción del protóxido de nitrógeno, que es un gas, son líquidos que se aplican por vaporización. Las cantidades y mezclas aplicadas a cada paciente, dependen de la patología y naturaleza de cada uno de ellos, del tipo de anestesia que se quiera obtener y de la técnica de cada anestesista.

En ediciones pasadas de NFPA99, en relación a los Estándares para Instituciones de Salud, se definían los requerimientos a cumplir para las localidades que utilizaran anestésicos inflamables. En la actualidad, todos esos requerimientos han sido colocados en el Anexo E de la NFPA99, la razón de este cambio es explicada por medio de una nota en el Anexo E de la NFPA99, la cual dice lo siguiente:

“El texto plasmado en este anexo es una recopilación de los estándares incluidos en previas ediciones de la NFPA99 para la práctica segura en instalaciones que usan agentes inhalatorios inflamables. Este material ha sido retenido en este anexo por el Comité Técnico en Servicios de Anestesia (Technical Committee on Anesthesia Services), por las siguientes razones:

1. El Comité es conocedor que en regiones fuera de los Estados Unidos aún utiliza agentes anestésicos inflamables.
2. Mientras el Comité esté inconsciente de cualquier escuela de medicina dentro de los Estados Unidos que aún esté enseñando el uso apropiado de anestésicos inflamables o cualquier institución de salud en E.E.U.U. aún utilice anestésicos inflamables, el retener este material dentro de las ediciones de la NFPA servirá como un recordatorio de las precauciones que serían necesarias si el uso de este tipo de anestésicos se reinstituyera.³⁴

Es por esta razón, que el NEC a partir del año 1998, ya no condiciona la instalación obligada de transformadores de aislamientos en áreas de cuidados críticos sino que los deja a criterio del diseñador.

³⁴ Fuente: Handbook National Electrical Code, 2005, Décima Edición.

Pero a pesar de esto, no se debe olvidar que los diseños de los sistemas de aislamientos vienen con indicadores de corrientes de fuga y bajo esas condiciones su utilización se debe discutir ya que ello resulta como un medio indicador para los médicos y enfermeras. Lógicamente todas estas corrientes que circulan en el sistema de aislamiento son monitoreadas a través de un dispositivo que se denomina Monitor de Aislamiento de Línea.

En el caso que se decida utilizar los sistemas de energía aislada ya sea en áreas de quirófanos, cuidados intensivos, etc. éstos deben cumplir ciertos requisitos, los cuales se detallan a continuación:

- Se instalará un tablero de aislamiento para quirófanos, con capacidad de 3 Kva por cada dos módulos de contactos. Siempre que se tenga un tablero de aislamiento para quirófanos habrá también uno para rayos x portátil con capacidad de 15 kva siempre y cuando el rango de cobertura de éste sea de ocho quirófanos. En el caso de que en un quirófano se tenga una gran cantidad de equipos y se requiera el uso de dos sistemas de aislamiento se tienen que incluir en el diseño.
- En las unidades donde no se tenga tableros de aislamiento no es requisito tener piso conductivo.
- Cada sala de operaciones debe tener su propio módulo de contactos, aislados a través de un transformador y un máximo de cuatro circuitos, limitando cada circuito a dos salidas eléctricas. En los casos donde el número de equipos requiera de mayor capacidad es necesario el uso de dos quirófanos de distribución aislados dentro de un mismo quirófano. Cada dos módulos de contactos de aislamiento serán alimentados por un solo tablero y sistema de 3 kVa, además la altura mínima de estas salidas será de 160 cm del nivel de piso terminado.
- Se permite que más de una sala de operaciones se alimente de un solo abastecimiento aislado, pero lo que rige es que dos módulos de contactos, ya sea en una sola sala o en dos, sean alimentados por un sólo sistema aislado.

- El sistema debe conservarse tan pequeño como sea posible para limitar la corriente de fuga y para conservar el peligro al valor mínimo e incrementar el factor de seguridad del sistema. Los circuitos deben tener la menor longitud posible, evitando ángulos rectos.
- El transformador, los interruptores de circuito y el detector de tierra deben estar fuera de la sala de operaciones, pero próximo a ellas. La mejor localización es la circulación anexa.
- El sistema indicador de alarmas debe colocarse dentro de la sala y a una altura de 150 cm.
- Las lámparas de alumbrado general no irán conectadas al sistema de aislamiento, pero los apagadores deben estar ubicados fuera de los quirófanos. Las lámparas especiales utilizadas durante la cirugía (lámparas cialíticas[†]), que son ajustadas de forma manual por el personal médico, sí deben ir alimentadas por el sistema aislado.
- En caso se necesite un sistema aislado para una unidad de cuidados intensivos de alta especialidad deberá reunir todos los requisitos que se establecen para los quirófanos.
- Las salidas para equipos portátiles de rayos x en el área de quirófanos que cuenten con sistemas de aislamiento, deberán también estar alimentados por otro sistema independiente a 220 voltios, aislado e independiente de otros alimentadores. Un tablero de aislamiento de rayos x tendrá capacidad de alimentar como máximo ocho salidas. Un tablero típico de aislamiento de rayos x para ocho salidas tiene un mecanismo de cambio para alimentar en forma única las salidas de una en una. Si las necesidades del hospital son tales que sólo requiere de una salida (por haber sólo una sala de operación), se instalará un tablero más sencillo que no requiere de los ocho circuitos.

Si sólo existen dos salas de operación y en consecuencia dos salidas, el tablero de rayos x tendrá un dispositivo simple de doble tiro para alimentar una u otra salida. La localización del tablero de rayos x debe ser central al área que sirve.

La longitud de cualquiera de los circuitos derivados debe ser menor a los 45 metros.

- Los transformadores, en todos los casos, deben ser del tipo de aislamiento y diseñados para bajas pérdidas de corriente en el devanado secundario. Dichas pérdidas no deben ser mayores de 10 microamperios en unidades de 3 Kva y menores de 25 micro amperios en unidades de 15 Kva.

3.2.4 Instalación del Sistema.

Es necesario respetar las siguientes reglas en la instalación de los sistemas aislados de distribución:

- Mantener al mínimo la longitud de los circuitos.
- Se recomienda utilizar tubería de conduit[†] de PVC para los circuitos secundarios del transformador de aislamiento e instalar un conductor de tierra aislado, separado e independiente para cada salida. Los hilos del sistema (dos) van solos en una tubería.
- Es importante respetar estrictamente en la instalación la codificación de colores de los conductores de acuerdo con el Código Eléctrico Nacional, conservando además la polaridad en todo el sistema.
- Todos los circuitos secundarios ya sea de alumbrado, contactos o de rayos X deben ser conductores con aislamiento tipo RHW, con un espesor mínimo de la cubierta aislante de 2 mm. Este aislamiento debe tener las más bajas pérdidas de corriente capacitiva que se pueda obtener. Bajo ninguna circunstancia debe aceptarse el uso de conductores aislados con cloruro de polivinilo en cualquier parte del sistema aislado.
- Evitar el uso de empalmes o de cajas de conexión. Todos los ramales correrán radial y directamente a las salidas.
- Evitar la aplicación de lubricantes de cualquier tipo al alambrar, ya que puede aumentar el par capacitivo[†] entre conductores.

3.2.5 Monitor de Aislamiento de Línea.

El sistema eléctrico que utilizan los Tableros de Aislamiento para Hospital es el Sistema Eléctrico Aislado No Aterrizado, esto significa que el sistema eléctrico utilizado dentro del quirófano es independiente del sistema eléctrico utilizado en el resto del hospital, es decir que los hilos de un sistema en ningún momento se tocan con los hilos del otro sistema. Ambos sistemas están aislados y sólo se relacionan por el efecto inductivo de un transformador de Aislamiento. El sistema eléctrico del quirófano es No Aterrizado, lo que significa que ninguno de los hilos está puesto a tierra intencionalmente.

Con un sistema eléctrico como éste se logra que las corrientes de fuga en el sistema sean sólo las que se desprenden de los equipos conectados en el secundario del transformador, y no la suma de todas las cargas del hospital. También se evita que ante una Falla de Aislamiento Parcial o Total, que en otras palabras es una falla a tierra, se conduzca corriente de falla por el hilo de tierra, por lo tanto, no existe corriente de falla que pueda abrir el circuito secundario e interrumpa el suministro eléctrico.

Este último punto relacionado a evitar interrumpir el suministro eléctrico ante una falla puede resultar un poco confuso, porque lo más común es que ante una falla el sistema interrumpa su suministro, sin embargo esto no es lo más conveniente cuando se trata de un hospital y mucho menos cuando se trata de la falla en un equipo que dé soporte de vida.

Cuando se trata de un circuito que alimenta equipo de soporte de vida es muy importante lograr la máxima continuidad de servicio, e incluir otros equipos que se encarguen de anunciar condiciones anormales de operación. Esa función es cubierta con el Monitor de Aislamiento de Línea, un equipo diseñado para medir la impedancia de cada uno de los hilos del secundario del transformador con respecto a tierra.

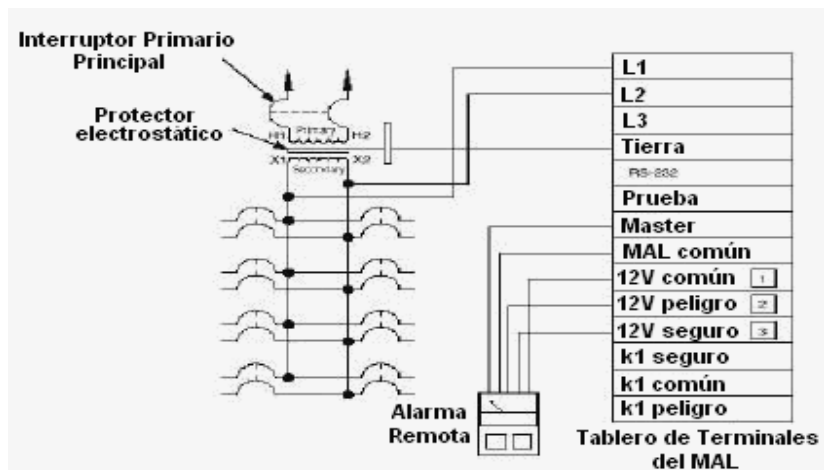


Figura 3.5 Interconexión Monitor de Aislamiento de Línea.

Fuente: Diseño de Quirófanos

Otro aspecto importante es que el Monitor de aislamiento evalúa continuamente el aislamiento del sistema con respecto a tierra, de tal forma que el sistema alerta aún cuando la pérdida de aislamiento es parcial, así, se tiene un indicador de alarma aunque el aterrizamiento no sea total.

El Monitor de Aislamiento de Línea debe ser especificado para que tenga la calibración adecuada a cada área. Cuando se especifica un índice total de peligro de dos miliamperios, un miliamperio representa el riesgo del propio detector, por lo que el riesgo permitido del sistema es de un miliamperio. En la práctica, se acostumbra fijar los límites del sistema sin incluir el valor del detector.

El monitor, debe estar equipado con un miliamperio que indique continuamente la corriente de fuga. Este monitor debe estar localizado en una zona donde el personal calificado pueda hacer la lectura en cualquier momento, aún durante las intervenciones quirúrgicas.

El monitor debe ser provisto de los medios necesarios para probar todas sus funciones sin que introduzca fallas al sistema de aislamiento.

Éste debe ser de tipo modular para permitir remover del tablero una pieza en el momento de realizar mantenimiento.

Los fusibles de protección del monitor, deben ser accesibles desde el frente del tablero. Si uno o ambos fusibles se averían, la luz verde de seguridad se deberá apagar en el indicador.

3.3 PISOS CONDUCTIVOS³⁵

3.3.1 Introducción.

Los pisos conductivos son empleados por los hospitales en todas aquellas áreas donde es necesario transmitir las cargas electrostáticas a tierra, para establecer los medios adecuados de seguridad.

En este capítulo se establecerán las características que los pisos conductivos deben cumplir en las instalaciones hospitalarias, así como también los tipos de pisos existentes.

3.3.2 Generalidades.

- Los pisos que están recubiertos con mosaicos de pasta 6 granito, losetas de hule, vinilo ó asfalto, así como, recubrimientos de cerámica horneada son considerados como pisos aislantes, ya que presentan una resistencia a la descarga electrostática de más de 1,000,000 Ω . El peligro que se presenta en estos pisos de quirófanos, es que el personal va acumulando sus cargas electrostáticas[†] en la ropa, y en un momento dado puede ocasionar alguna explosión al hacerse la descarga. (la mayoría de los gases anestésicos usados en hospitales son más explosivos entre más oxígeno tengan en sus mezclas).
- Se considera que un piso conductivo tiene una resistencia a las descargas electrostáticas por debajo de 25,000 Ω que es el caso de las superficies metálicas. Teniendo el inconveniente de que si se produce alguna chispa con el instrumental ó bien con un corto circuito en el equipo, su propagación podría terminar con una explosión por dichos gases anestésicos.

³⁵ Fuente: Normas de Diseño de Ingeniería. Instalaciones Eléctricas. Capítulo 5: Fundamentos y Consideraciones para la Selección de Tableros de Aislamiento.

La Asociación de Hospitales Americanos y la Asociación Nacional para la protección contra Incendios de E.E.U.U. (NFPA), consideran a los pisos conductivos, como capaces de resistir las descargas electrostáticas entre 25,000 y 1,000,000 Ω . Estos pisos integrales tienen por finalidad difundir cualquier acumulación de electricidad estática del personal ó equipo sin producir chispas y sacarla fuera del área de trabajo.

3.3.3 Características.

Los pisos conductivos deben cumplir las siguientes características:

- Ser impermeables.
- El piso no debe ocasionar reflejos.
- La resistencia eléctrica sobre la superficie del piso no debe ser mayor de un millón de ohms ni menor de 25000.
- El piso y el zoclo[†] deben instalarse integralmente.

Estos pisos se instalan exclusivamente en locales donde se requiere de conductividad eléctrica, como las salas de operaciones y áreas de terapia intensiva que tengan salidas aisladas, salas de cómputo y áreas blancas[†] que comunican a salas con sistemas de aislamiento. Si no hay sistema de aislamiento, no se instalará piso conductivo.

Los pisos podrán ser de dos tipos: linóleo conductivo o de terrazo conductivo.

3.3.4 Linóleo Conductivo.

3.3.4.1 Definición.

Es un tejido con una base de tela de algodón con impermeabilizante termoplástico integrado, empleado para transmitir cargas electrostáticas.

3.3.4.2 Características.

- Tiene una capa conductiva de 1.4 mm de espesor.
- Es blando.
- Se fabrica en color negro, blanco, gris y azul.
- Se fabrica en 2.2 m de ancho.
- Tiempo de instalación en una típica sala de operaciones, expulsión, etc. De 4 a 5 horas.

3.3.4.3 Materiales.

- Firme de concreto =150 kg/cm².
- Firme pulido a máquina.
- Cintillas de cobre de temple suave calibre No. 36 BWG.
- Soldadura de 5% de plomo y 95% de estaño.
- Grapas de cobre o latón temple duro calibre No. 22 BWG.
- Linóleo conductivo (lienzos).
- Adhesivo de contacto.
- Resistencia eléctrica de 200 Kilo-ohms, de carbón.

3.3.4.4 Instalación.

- El piso base para linóleo debe estar construido por un firme de concreto de resistencia mínima de 150 Kg/cm².
- El acabado firme debe ser plano, pulido a máquina, exento de grietas y libre de grasas y materia suelta.
- Sobre el piso preparado se recortan las cintillas de cobre (para el sistema de tierra).
- Para unir estas al piso base se debe usar el adhesivo de contacto tipo resistol 5000.

- La cintilla debe ser de cobre de temple suave calibre No. 36 BWG de 0.7112 mm de espesor y 50 mm de ancho.
- Se deben unir las cintillas mediante soldadura metálica de liga cuya composición es de 5% de plomo y 95% de estaño.
- Las grapas se deben colocar encima de las cintillas.
- La separación entre grapas debe ser de 90 cm como máximo.

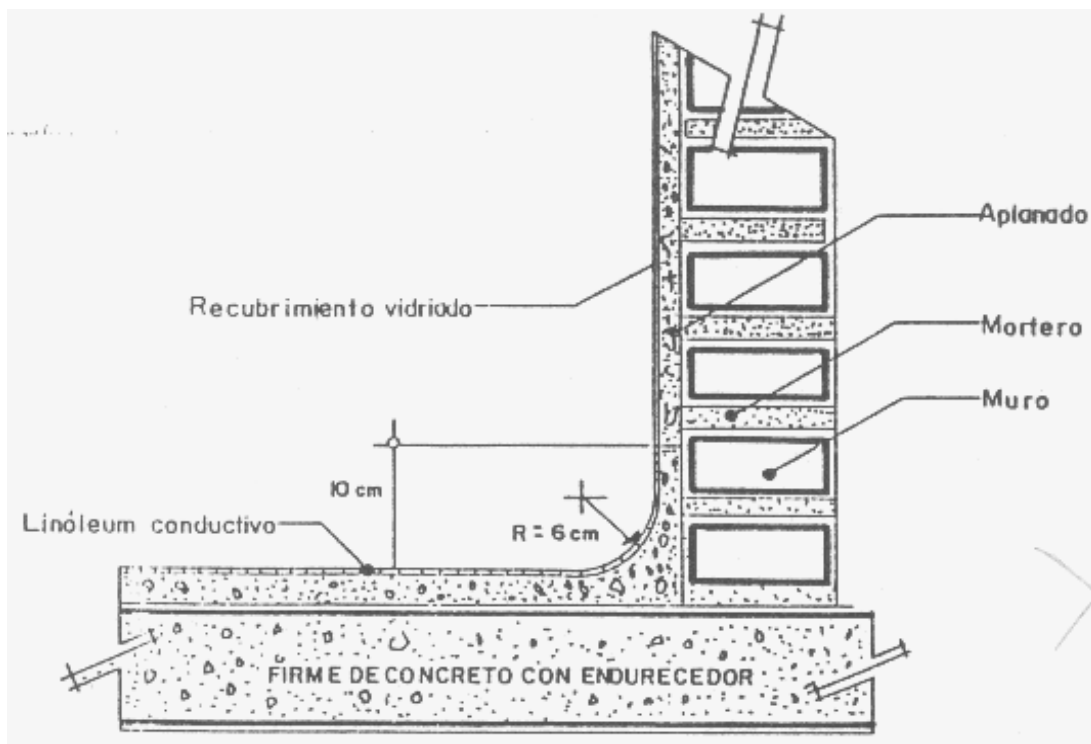
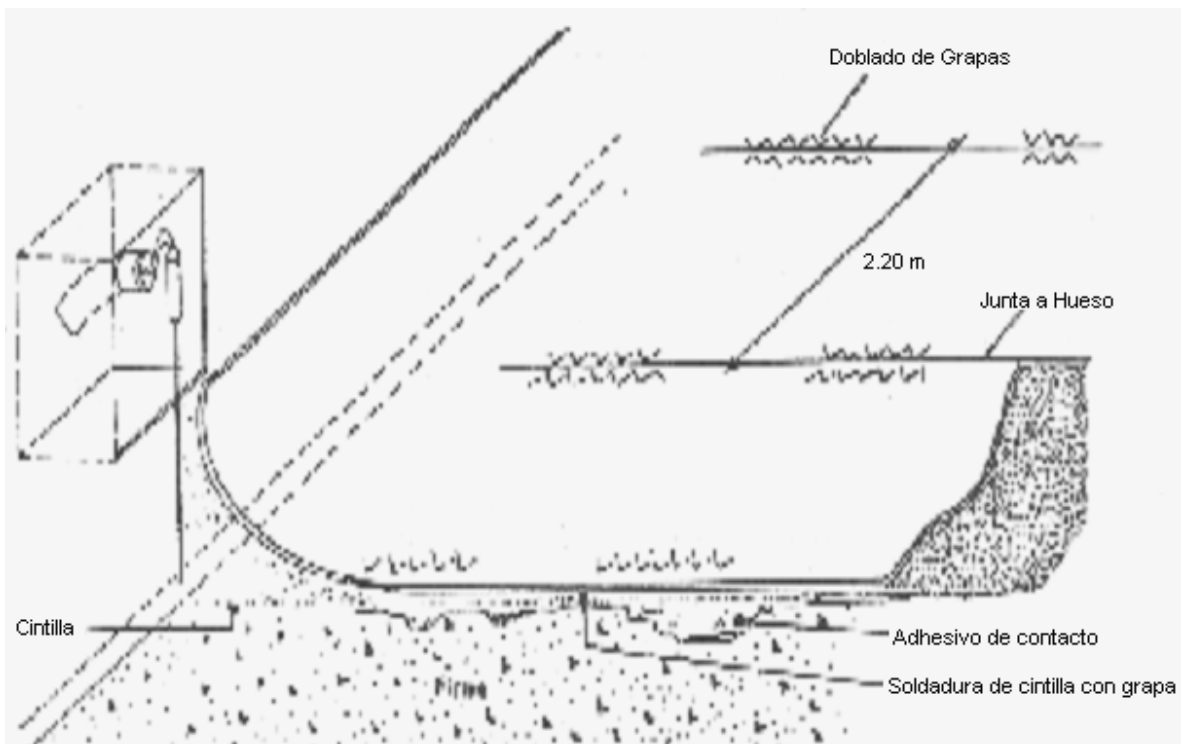


Figura 3.6 Zócalo sanitario de linóleo conductor.

Fuente: Normas de Diseño de Ingeniería. Instalaciones Eléctricas. Capítulo 5: Fundamentos y Consideraciones para la Selección de Tableros de Aislamiento.



*Figura 3. 7 Esquema de instalación del linóleo. Colocación de lienzos de linóleo conductivo.
Fuente: Normas de Diseño de Ingeniería. Instalaciones Eléctricas. Capítulo 5: Fundamentos y Consideraciones para la Selección de Tableros de Aislamiento.*

- Después de 15 días se procede a la colocación, y los lienzos se deben colocar en el sentido de la circulación interior, debiendo cubrir el zócalo sanitario hasta el paño de recubrimiento vertical.
- Se unen los lienzos a junta de hueso empleando en la parte central la cintilla (cada 2.2m), adhesivo de contacto tipo resistol 1128.
- Se procede a clavar las grapas y se doblan adecuadamente de tal manera que no sobresalgan los lienzos.
- Al colocar cada lienzo se debe pasar un rodillo de 70 Kg con objeto de extraer las burbujas de aire que queden entre lienzo y piso.
- La resistencia eléctrica debe ser de 200,000 ohms, de carbón conglomerado a un watt de potencia, con tolerancia de más o menos 10%.

3.3.4.5 Cuidado de los Pisos.

Se debe de revisar diariamente para ver que la superficie no presente manchas, deformación, desprendimiento o ruptura del mismo y evitar el exceso de agua, humedad o suciedad. La limpieza se hace empleando un cepillo de cerda dura con agua y jabón del tipo neutro. No se deben aplicar ceras, aceites ni solventes.

3.3.4.6 Pruebas de Resistencia Eléctrica para Verificar la Conductividad.

- Las mediciones para los pisos conductivos se deben efectuar a los 15 días de concluida la colocación
- Se emplean 2 electrodos; en la figura 8 se muestra una esquematización de su colocación.
- La separación entre electrodos debe ser de 90 cm.
- La lectura individual de la resistencia eléctrica no debe ser mayor de un millón de Ohms ni menor de 25,000.
- Se deben hacer varias mediciones y sacar un promedio.

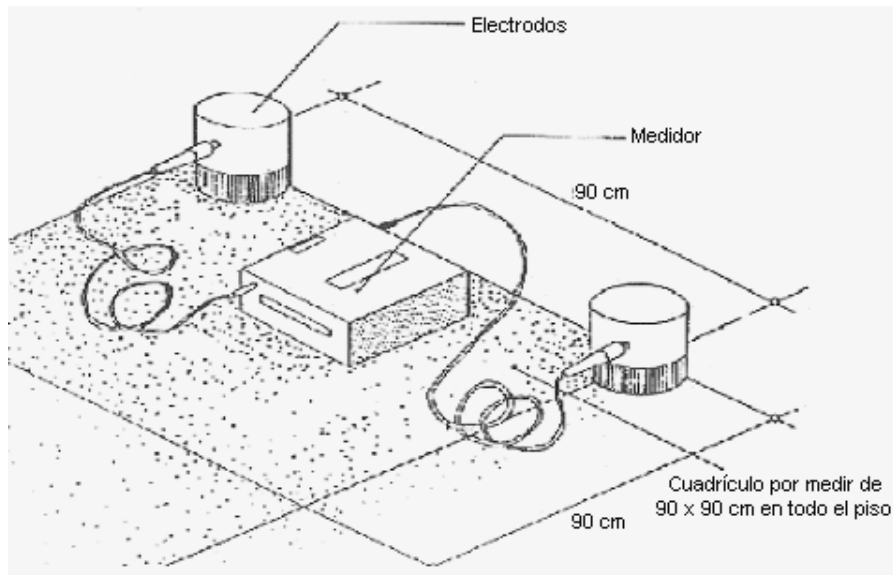


Figura 3.8 Colocación de electrodos para medición de resistencia.

Fuente: Normas de Diseño de Ingeniería. Instalaciones Eléctricas. Capítulo 5: Fundamentos y Consideraciones para la Selección de Tableros de Aislamiento.

3.3.5 Terrazo Conductivo.

3.3.5.1 Definición.

Es una mezcla de granos de mármol, sales de magnesio, pigmentos y cemento blanco, empleado para transmitir cargas electrostáticas.

3.3.5.2 Características.

- Capa conductiva de 13 mm (grosor).
- Vaciado de granito integral incluyendo el zoclo sanitario.
- Piso Integral, en áreas amplias, (no hay juntas evitando focos de infección).
- Es impermeable, tiene gran dureza y es más resistente que el cemento (no se gasta ó despega como el linóleo).
- Apariencia brillante de piso de granito.
- Higiénico y silencioso.
- Cada 12 meses deberá lavarse con máquina y sellarse con ingredientes especiales.
- Tiene una resistencia de 25,000 a 1,000,000 Ω a las descargas electrostáticas.

3.3.5.3 Materiales a Utilizar.

- Cemento blanco.
- Pigmentos colorantes.
- Grano de mármol de Tepeaca[†], mármol de peñuela[†] o mármol de apasco[†] blanco del No. 2 al 2½.
- Ingredientes conductivos (sales de magnesio).
- Adhesivos.
- Sellador conductivo.
- Agua.
- Alambre de cobre descubierto No. 10 AWG.

3.3.5.4 Instalación.

- El piso base de terrazo debe estar constituido por un firme de concreto = 150 Kg. /cm² con acabado áspero.
- La superficie anterior deberá estar 13 mm, debajo del nivel requerido ya que éste es el espesor del Terrazo Conductivo.
- Antes de vaciar dicho terrazo, el firme 6 piso deberá estar nivelado, limpio de polvo, grasa, etc., y seco. (Fuerte sin fisuras ó grietas).
- Sobre el firme de concreto se aplica una capa de adhesivo impermeabilizante (látex, que contiene arena silica y sulfato de magnesio) y luego se deja secar durante 24 horas.
- Sobre el adhesivo se coloca el alambre de cobre en forma perimetral como se muestra en la figura 9, pegándolo con adhesivo de contacto, tipo resistol 5000 y quedando debajo del terrazo.
- Como terminación se pule y se abrillanta, obteniendo una superficie integral sin juntas.

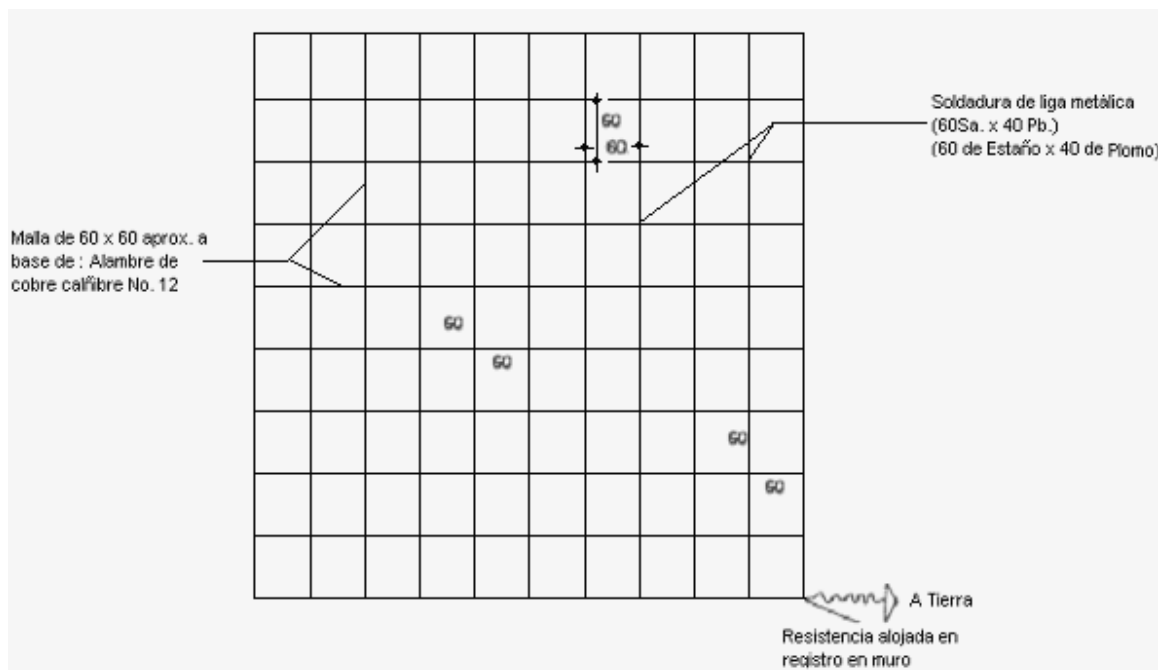


Figura 3.9 Instalación del Alambre de Cobre.

Fuente: Normas de Diseño de Ingeniería. Instalaciones Eléctricas. Capítulo 5: Fundamentos y Consideraciones para la Selección de Tableros de Aislamiento.

- Se realiza una mezcla.
- Por ejemplo:

Para preparación del mortero para un metro cuadrado es la siguiente:

- ✓ 14 Kg. de mármol del num. 2 o 2 ½, 3.3 Kg. de sales de magnesio, 3.3 Kg. de cemento de fraguado rápido del tipo 3; y se agrega la solución de agua de sales colorantes previamente elaborada, posteriormente se realiza el vaciado.
- ✓ Luego se agrega el granito conductivo.
- ✓ Para el pulido del granito conductivo se emplea una maquina de dos cabezas con piedra esmeril del Núm. 36
- ✓ Se deja fraguar 24 horas, al mismo tiempo que se cura con agua en las siguientes 24 horas.
- ✓ Finalmente se aplica el sellador conductivo.
- ✓ La instalación de los pisos debe cubrir áreas vecinas por lo menos 2 metros cuadrados próximos al acceso de la sala donde se instala el terrazo.

3.3.5.5 Pruebas de Resistencia.

Las pruebas de resistencia se llevan a cabo de igual forma indicada que en pisos de linóleo.

3.4 INTERRUPTOR CON DETECCIÓN DE FALLA A TIERRA³⁶.

3.4.1 Introducción.

Los interruptores con detección de falla a tierra (GFCI, por sus siglas en inglés de Ground Fault Circuit Interrupters) son dispositivos diseñados para evitar choques eléctricos accidentales o electrocución evitando el paso de la corriente a tierra. También protegen contra incendios ocasionados por fallas eléctricas, sobrecalentamiento de equipos médicos o herramientas y daños al aislamiento de los cables.

La causa más común de riesgo de choque eléctrico son las fallas a tierra, y pueden causar choques eléctricos graves o electrocución. Bajo condiciones normales, la electricidad pasa por un circuito cerrado, pasando por el conductor “vivo” y regresando por el “neutro”, completando así el circuito. Una falla a tierra ocurre cuando la corriente eléctrica no completa su circuito, sino que pasa a tierra en un lugar inesperado. Las fallas a tierra pueden ocasionar incendios y son peligrosas cuando pasan a través de una persona en su trayecto a tierra.

3.4.2 Protección Diferencial.

Se emplearán dispositivos de protección diferencial (GFCI), de alta sensibilidad para la protección individual de aquellos equipos que no estén alimentados a través de un transformador de aislamiento, aunque el empleo de los mismos no exime de la necesidad de puesta a tierra y equipotencialidad. Se dispondrán las correspondientes protecciones contra sobreintensidades.

³⁶ Fuente: Puesta a Tierra. Instalaciones Eléctricas Hospitalarias, A. Orostegui, Colombia, 1998; Seguridad Eléctrica, R. Navarro, U. Alcalá, España.

Los dispositivos alimentados a través de un transformador de aislamiento no deben protegerse con diferenciales en el primario ni en el secundario del transformador.

El interruptor diferencial es un elemento destinado a la protección de pacientes y personal hospitalario contra los contactos indirectos. Se instala en el tablero eléctrico después del interruptor automático del circuito que se desea proteger, generalmente circuitos de tomas, o bien, se le puede instalar después del interruptor automático general de la instalación si es que se desea instalar solo un protector diferencial, si es así se debe cautelar que la capacidad nominal (amperes) del disyuntor[†] general sea inferior o igual a la del protector diferencial.

El interruptor diferencial censa la corriente que circula por la fase y el neutro, que en condiciones normales debiese ser igual. Si ocurre una falla de aislamiento de algún equipo o artefacto eléctrico, es decir, el conductor de fase queda en contacto con alguna parte metálica (conductora), y se origina una descarga a tierra, entonces la corriente que circulará por el neutro será menor a la que circula por la fase. Ante este desequilibrio el interruptor diferencial opera, desconectando el circuito. La unidad puede ser diseñada para ser ultrasensible con muy alta velocidad de operación para uso en hospitales.

Estas protecciones se caracterizan por su sensibilidad (corriente de operación), es decir, el nivel de corriente de fuga a partir del cual comienzan a operar, ya que este tipo de circuitos pueden detectar derivaciones a tierra o tierra y desconectar la alimentación si ésta deriva es superior a 6 mA., debido a su alta sensibilidad, este sistema es utilizado en instalaciones hospitalarias, sin embargo, este sistema no garantiza una protección adecuada si se emplea como uno sólo, es decir, es necesario un sistema equipotencial o sistema de puesta a tierra que trabaje en conjunto con los interruptores, de esta manera, se provee una mayor seguridad tanto a pacientes como personal hospitalario.

Así también es importante mencionar que este aparato no diferencia el camino que toma la corriente para derivarse a tierra: ya sea por el cable de tierra o a través de una persona.

Como se mencionó anteriormente, es muy importante que estas protecciones sean complementadas con un sistema de puesta a tierra, pues de no ser así, el interruptor diferencial sólo percibirá la fuga de corriente en el momento en que ya sea el paciente o personal del hospital toque la carcasa energizada de algún equipo o artefacto, con lo que no se asegura que la persona no reciba una descarga eléctrica.

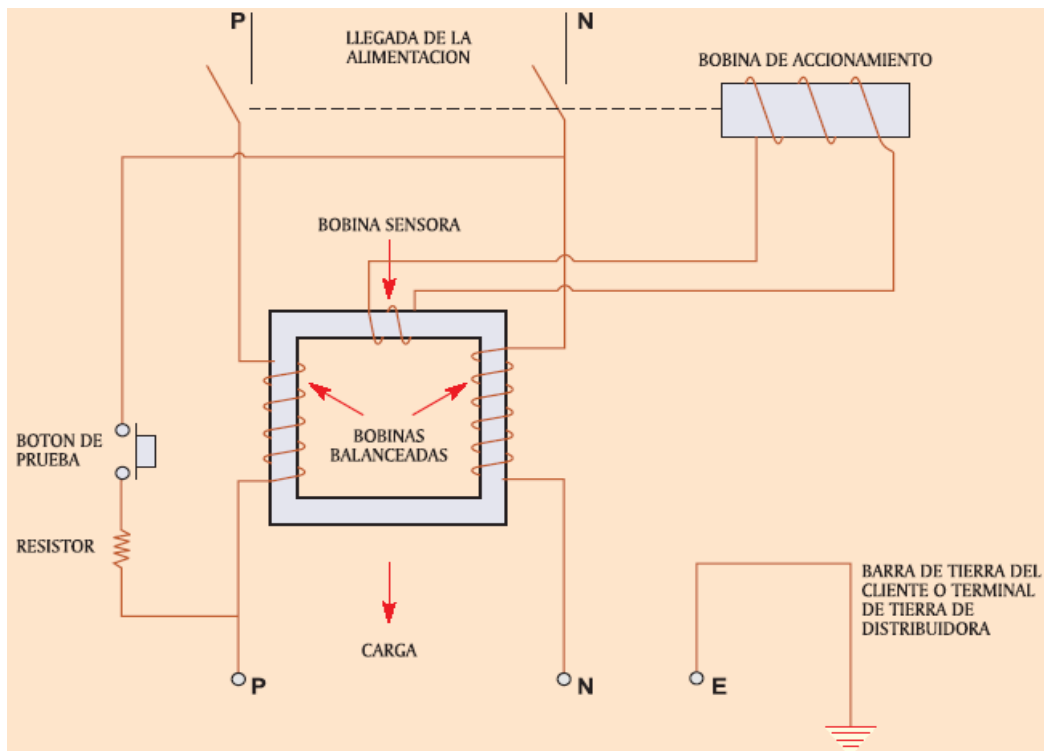


Figura 3.10 Interruptor diferencial.

Fuente: Mallas de Tierra, Procobre, Perú.

Los interruptores diferenciales se usan extensivamente en conjunto con protección convencional, tales como fusibles o interruptores de sobrecorriente.

Es importante hacer notar que los GFCI no son suficientemente sensibles a riesgos de microshock y por lo tanto se utilizan como protección de riesgos de macroshock.

3.4.3 Instalación.

Los disyuntores GFCI se instalan en el panel de distribución eléctrica y proporcionan protección a todo lo largo del circuito que alimentan. Los tomacorriente con característica GFCI proporcionan protección en ese toma y todas las demás tomas que le siguen en ese circuito de alimentación.

3.4.4 Cuidados.

Los GFCI poseen botones para prueba y reposición por una razón: deben probarse periódicamente. Para uso general, los GFCI deben probarse e inspeccionarse mensualmente. Es necesario llevar registros de las pruebas.

Las inspecciones de los GFCI deben descubrir defectos externos, tales como pines deformadas o faltantes, daños al aislamiento o indicios de daños internos. Los equipos dañados o defectuosos no deben usarse hasta que sean reparados. Se requieren inspecciones adicionales si un tomacorriente se regresa a servicio después de ser reparado y después de cualquier incidente que razonablemente se pueda sospechar que haya causado algún daño.

C A P Í T U L O I V : ANÁLISIS DE TECNOLOGÍAS Y ESTUDIO COSTO BENEFICIO.

4.1 Introducción

Los sistemas de seguridad eléctrica empleadas en las Áreas Críticas desarrollados en el capítulo anterior incluyen Transformador de Aislamiento de Línea, Monitor de Aislamiento de Línea, Interruptor con Detección de Falla a Tierra y Pisos Conductivos; se definieron los conceptos de cada sistema y también se detalló los aspectos más significativos. Se considera importante complementar estos conceptos con un análisis técnico de las mismas; es así como en este capítulo se presentan las diferentes marcas y modelos de tecnologías de seguridad eléctrica hospitalaria existente tanto a nivel local como internacional. Asimismo, se lleva a cabo un análisis costo beneficio de las mismas.

4.2 Análisis de Tecnologías.

Para llevar a cabo este estudio, se ha investigado las empresas que a nivel nacional como internacional, comercializan las tecnologías utilizadas en los hospitales para la protección eléctrica. Con respecto al mercadeo de transformadores de aislamiento de línea y monitores de aislamiento, se tiene en el mercado nacional, la marca Siemens, originaria de Alemania; también se tiene la marca PostGlover, de origen norteamericano, la cual posee un distribuidor destinado para el comercio en Centroamérica y Panamá; esta casa distribuidora se encuentra ubicada en México. Para la definición del mercado internacional, se ha contemplado las casas que representan el mercado europeo, suramericano, norteamericano y mexicano.

Dentro del mercado europeo, específicamente en España, está la compañía AFEISA Sistemas de Automatización S. A., la cual, diseña, construye y comercializa sus productos; en Suramérica, está CLAS Ingeniería Eléctrica, la cual distribuye monitores de aislamiento de línea marca Circutor, Elettronica, esta compañía es chilena; también se tiene la empresa Servelec S. R. L. de procedencia Argentina, que al igual que AFEISA, diseña, construye y comercializa sus productos; en México se tiene la empresa Schneider Electric, la cual constituye una división de Squared, compañía norteamericana.

En lo que respecta al mercado nacional, y en relación a los interruptores de protección de falla a tierra, se tiene la marca Leviton, la cual es distribuida por la empresa Signo de Centroamérica S.A. de C. V. Esta marca ha desarrollado toda una línea de tomacorrientes con Interruptores de Protección de Falla a Tierra de grado hospitalario. A nivel internacional se puede nombrar la marca Ericson, la cual posee la línea de Interruptores de Protección de Falla a Tierra para ser montados en tableros y cajas de trabajo; también está la marca Schneider Electric, que posee interruptores de falla a tierra de aplicación hospitalaria.

Los ingenieros biomédicos, constituyen el soporte técnico y gerencial en todas las áreas hospitalarias; esto puede evidenciarse en el papel que los ingenieros biomédicos ejercen en los proyectos que se caracterizan por una serie de objetivos y metas a lograr en corto, mediano y largo plazo. Cada proyecto deberá detallar la manera en el que se conformará el soporte de consultoría profesional y técnica; determinando cuales servicios suministrarán dicho soporte de manera básica y continua y cuales la brindarán a manera más específica como cuando se necesiten recomendaciones referentes a demandas de equipos médicos, la aplicación de métodos óptimos de mantenimiento, proyectos de adquisición de equipos nuevos. A partir de lo mencionado, se ve la importancia de desarrollar lineamientos para la optimización de costos que garanticen y aseguren una adecuada selección de tecnologías a aplicarse en los hospitales, con el fin de recomendar las opciones de tecnología más adecuada para el mismo.

Una herramienta muy útil para llevar a cabo estos procesos es el análisis de tecnologías, en el cual se establece de forma más concreta los requisitos o características que debe cumplir un sistema o tecnología determinado, procurando que éste se ajuste de mejor manera a las necesidades planteadas y que sea lo más funcional posible. Por esta razón, se ha diseñado cuadros sinópticos en el que se consolida toda la información de cada marca y modelo, estableciendo las características más representativas de cada sistema. Es importante hacer notar que el análisis de tecnologías no se aplica únicamente a las Áreas Críticas, sino que puede aplicarse en diferentes áreas hospitalarias.

El área de aplicación de los Transformadores de Aislamiento de Línea y Monitores de Aislamiento de Línea de las marcas analizadas es definida de acuerdo a cada fabricante; sin embargo, a la hora de determinar el área de aplicación de éstos, es necesario tomar en cuenta la magnitud de la carga con la que funcionará un área determinada, y de esta manera seleccionar el transformador cuya potencia sea la más adecuada, así como también los accesorios que vayan acorde a éste. Por ejemplo, para una Unidad de Cuidados Intensivos, es de recordar que se emplea un número mayor de equipos en comparación con los utilizados en Sala de Operación; por lo tanto, este podría ser un factor a considerar al momento de elegir el tipo de Panel de Aislamiento que se empleará. En los cuadros de análisis, se muestran las características más representativas de cada marca, incluyendo el área de aplicación para la cual ha sido diseñada, tanto para los Transformadores de Aislamiento, Monitores de Aislamiento, e Interruptores con Detección de Falla a Tierra.

4.2.1 Análisis de Transformadores de Aislamiento de Línea.

4.2.1.1 Mercado Nacional.

- **Siemens**

En la figura 4.1 puede observarse el transformador diseñado para aplicaciones médicas; se trata del transformador SIDAC-T modelo 4AT, cumpliendo con los siguientes estándares y características:

- EN 61558-Capítulo 2, Artículo 6, 4, 2, 1, 13³⁷.

³⁷ Organismos Europeos de Normalización: (OEN): Seguridad de los Transformadores, requisitos particulares de los transformadores de aislamiento de emplazamientos médicos.

El estándar EN 61558 con la clasificación VDE 0570 es una edición europea para el estándar internacional IEC 61558 (Safety of Power Transformers, Power Supply Units Similar), y han sustituido completamente los estándares previos VDE 0550 y VDE 0551.

✓ Descripción General:

- Seguridad Clase I, Protección Térmica clase H.
- Posee escudo de protección electrostática entre el embobinado primario y secundario con conexión aislada
- Consta de protección interna, que consiste en un termistor contra sobre temperaturas.
- Con tap central para monitoreo de aislamiento.

✓ Características Técnicas:

- Transformador tipo 4AT, monofásico (Figura 4.1).
- Potencia aplicables a las Áreas Críticas es de 2.5 hasta 3.5 KVA.
- Corriente de Fuga entre núcleo del transformador y Tierra: 10 μ A
- Rango de Voltaje: 230 V, 50/60 Hz.
- Protección contra condición ambiental dañina: Impregnación completa en resina de poliéster .
- Índice Temperatura Ambiente: 55 °C.



*Figura 4.1 Vista frontal Transformador Aislamiento.
Fuente: Siemens*

Se investigó si la marca Siemens ofrece Paneles de Aislamiento de uso hospitalario, con todos sus componentes: Monitor de Aislamiento de Línea, Bus de Tierra, Interruptores de panel y por supuesto, el Transformador de Aislamiento; pero, dicha información no se encontró dentro de los catálogos obtenidos de esta marca.

- **Post Glover**

El panel de energía aislado modelo IDP contiene los elementos básicos de un sistema de energía aislado - transformador de aislamiento, monitor de aislamiento de línea, interruptores del panel y bus de tierra. Véase figura 4.2.

Esta unidad es instalada comúnmente en el exterior del pasillo de la sala de operación. Los estándares que cumple este modelo son:

- NFPA 99 "Health Care Facilities"
- NFPA 70 "National Electrical Code"
- UL Standard 1047 "Isolated Power System Distribution Equipment"
- UL Standard 1022 "Line Isolation Monitors".

- ✓ Descripción General:

- Transformador de aislamiento monofásico, con escudo protector electrostático,
- La corriente máxima de fuga es de 10 μ A.
- Potencia para uso en las Áreas Críticas 3 y 5 KVA.
- Voltaje Primario : 120, 208, 220, 240, 277 ó 480.
- Voltaje Secundario: 120, 208, 220 ó 240.
- Dentro del panel de aislamiento se tiene el monitor de aislamiento de línea, el bus de tierra, un interruptor principal primario y hasta dieciséis interruptores secundarios de 10 A.
- El compartimiento del cableado está sujetado al chasis.
- El bus de tierra es usado para la conexión de todos los conductores internos y rama de tierra.

✓ Otras Características:

- Medidor LED del panel.
- Puntos de Alarma: de 2 ó 5 mA.
- Indicadores de iluminación LED.
- Auto calibración y auto prueba.
- Fusibles auto ajustables.
- Sensibilidad del Monitor de Aislamiento de Línea (LIM) a la pérdida de tierra.



Figura 4.2 Vista frontal tablero de aislamiento

Fuente: PostGlover LifeLink

4.2.1.2 Mercado Internacional.

▪ **Square D / Schneider Electric.**

En la figura 4.3 se puede observar los componentes internos del panel de aislamiento. Los tableros de aislamiento para uso en hospitales de Square D cumplen con las siguientes normas:

- NFPA No.99
- NEC Art. 517
- NOM-001-SEDE-1999-Art. 517
- NOM-197-SSA1-2000
- UL 544, UL 1022, UL 1047

✓ Descripción General:

- Esta unidad comúnmente se usa para alimentar 120V, 60 Hz. a los receptáculos.
- El panel incluye: Transformador de aislamiento de baja corriente de fuga y blindado electrostáticamente, interruptor principal, ocho interruptores derivados de 2 polos, Monitor de Aislamiento de Línea con indicación de corriente peligrosa y alarma audible, barra de tierras, cubierta frontal de acero inoxidable.

✓ Características:

- Potencia para aplicación en Áreas Críticas: 3 a 5 kVA.
- Interruptor Principal de 2 Polos
- 8 Interruptores Derivados de 20 A
- Convertibles hasta a 16 Derivados
- Montaje: Empotrar



Figura 4.3 Vista Interna Transformador de Aislamiento

Fuente: Square D Schneider Electric

▪ **Servelec.**

Servelec no ofrece paneles de aislamiento para uso hospitalario, únicamente fabrica transformadores de aislamiento el cual se aprecia en la figura 4.4. Las normativas bajo las cuales esta tecnología es diseñada son:

- Fabricados según Normas DIN / VDE 0550/51 / VDE 0107 / IEC 601-1³⁸.

- ✓ Características Técnicas:
 - Devanados galvánicamente aislados.
 - Pantalla electrostática entre Primario/ Secundario a terminal aislado.
 - Posee conexión para instalar monitor de aislamiento de línea.
 - Potencias para uso en Áreas Críticas: 3 a 5 KVA.
 - Corriente de fuga entre el núcleo del transformador y tierra: 10µA
 - Sensores de temperatura en las bobinas.

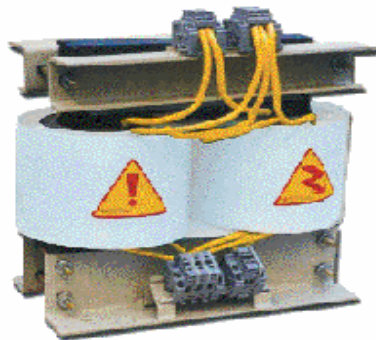


Figura 4.4 Transformador Aislamiento

Fuente: Servelec S.R.L.

³⁸ DIN: Deutsches Institut für Normung - Instituto Alemán de Normalización.
Requerimiento VDE: Regulación para el establecimiento y examinación del aislamiento del sistema eléctrico en áreas para el cuidado de la salud (Normativa Alemana).
IEC: Comisión Electrotécnica Internacional.

- **Afeisa.**

Afeisa no ofrece paneles de aislamiento para uso hospitalario, únicamente fabrica transformadores de aislamiento, en la figura 4.5, aparece el modelo LTQE III, el cual sirve de referencia para el análisis de tecnologías. Las normativas bajo las cuales esta tecnología es diseñada son:

- Normas UNE 20-615-78, UNE 20-615-80 1er Complemento, UNE 20-615-85 2º Compl., UNE 20-613-83³⁹,
 - EN 60.601-1/1990, EN 60.742-86 y EN 61.558.
- ✓ Características Técnicas:
- Protección contra choques eléctricos clase I y clasificación térmica E.
 - Corriente de fuga entre el núcleo del transformador y tierra: 10 μ A.
 - Pantalla electrostática entre devanados.
 - Rigidez dieléctrica entre primario y secundario de 4KV. Rigidez dieléctrica entre devanados y tierra de 4KV.
 - Barnizados totalmente con barniz sintético y polimerizados al horno.

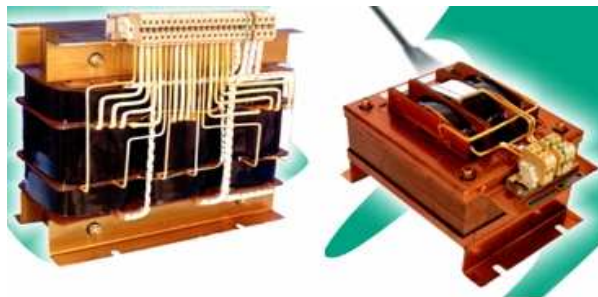


Figura 4.5 Vistas de Transformador de Aislamiento modelo LTQE III

Fuente: AFEI Sistemas y Automatización S.A.

³⁹ Normas AENOR: UNE 20615 2º. Complemento: Sistemas con transformador de aislamiento para uso médico y sus dispositivos de control y protección.
UNE 20615 1º. Complemento: Sistemas con transformador de aislamiento para uso médico y sus dispositivos de control y protección. Especificaciones particulares de ensayo.

4.2.1.3 Cuadro de Análisis de Tecnologías : Transformadores de Aislamiento de Línea.

Parámetro	Siemens	Post Glover	Square D / Schneider Electric	Afeisa	Servelec
Potencia Ofrecida (KVA)	Desde 2.5 a 8	3; 5; 7.5; 10; 15	3; 5; 7.5; 10	2; 3; 5; 7.5	De 3 a 15
Áreas de Aplicación	<ul style="list-style-type: none"> ▪S. de Operación ▪UCI 	<ul style="list-style-type: none"> ▪S. de Operación ▪UCI ▪Coronarios ▪Recuperación 	<ul style="list-style-type: none"> ▪S. de Operación ▪UCI 	<ul style="list-style-type: none"> ▪S. de Operación 	<ul style="list-style-type: none"> ▪S. de Operación ▪UCI
Corriente de Fuga núcleo a tierra (μ A)	10	10 (para 3 y 5 KVA)	600 (Sistema sin carga y LIM desconectado)	10	10
LIM incluido	No	Si	Si	No	No
Tensión Primario	230	110, 120, 220, 240, 208, 277, 440, 480	120 – 240	230	120-240
Tensión Secundario	120, 240	110, 120, 208, 220, 240	120	120	120
Frecuencia de Operación (Hz)	50...60	60	50/60	50/60	50/60
Transform. de Seguridad Clase	I	I	I	I	I
Transformador de Temp. Clase	H	E	H	E	E
Protección Interna	Termistor	No	No	No	Sensor de Temperatura
Protección Externa	Interruptores	Interruptor	Interruptor	No Ofrece Características	No Ofrece Características
Protección electrostática entre primario y secundario	Si	Si	Si	Si	Si

Parámetro	Siemens	Post Glover	Square D / Schneider Electric	Afeisa	Servelec
Barra de Tierra	Si	Si	Si	Si	Si
Construido Bajo Normas	<ul style="list-style-type: none"> ▪ EN 61558-2-15 ▪ EN 61558-2-6, -2-4, -2-2, -2-1, -2-13 	<ul style="list-style-type: none"> ▪ NOM-001-SEMP-1999- Art. 517-60 ▪ NFPA No.99 ▪ NEC Art. 517 	<ul style="list-style-type: none"> ▪ NFPA No.99 ▪ NEC Art. 517 ▪ NOM-001-SEDE-1999- Art. 517 ▪ NOM-197-SSA1-2000 ▪ UL 544, UL 1022, UL 1047 	<ul style="list-style-type: none"> ▪ UNE 20-615-78 ▪ UNE 20-615-80 1º.Complemento ▪ UNE 20-615-85 2º Compl ▪ UNE 20-613-83 Parte 1ª ▪ EN 60.601-1/1990 ▪ EN 60.742-86 ▪ EN 61.558 	<ul style="list-style-type: none"> ▪ DIN / VDE 0550 / 51 VDE 0107 IEC 601-1

4.2.2 Análisis de Monitores de Aislamiento de Línea.

4.2.2.1 Mercado Nacional.

- **Post Glover.**

El monitor de aislamiento de línea que se analizará es el modelo Mark IV, el cual está representado en la figura 4.6. sus características se definen a continuación.

- ✓ Características Técnicas:

- Función de auto prueba y auto calibración.
- Lectura Analógica y Digital. Posee un indicador en formato horizontal para su lectura. Su diseño de lectura por medio de LED funciona como amperímetro. El equipo cuenta con visualizador analógico y digital.
- Nivel de alarma disponible para 2 mA y 5 mA.
- Su voltaje de alimentación para este modelo es de 120 V.



Figura 4.6 Vista Frontal Monitor de Aislamiento de Línea modelo Mark IV

Fuente: Post Glover LifeLink

4.2.2.2 Mercado Internacional.

▪ Control Elettronica.

Dado que la marca Servelec considerada para el análisis de los Transformadores de Aislamiento no posee dentro de sus productos Monitores de Aislamiento de Línea, se tomará como sustituto la marca Control Elettronica, ver figura 4.7. Esta tecnología cumple con la norma:



Figura 4.7 Vista Frontal Monitor Aislamiento de Línea marca Control Elettronica

Fuente: CLAS Ingeniería Eléctrica S.A.

- Cumple la norma IEC 64-4-143840.

✓ Características Técnicas:

- Inyecta tensión continua entre el secundario del transformador de aislamiento y la conexión equipotencial de la instalación.
- Para uso en redes de 230 V.
- Monitoreo automático de las conexiones al centro del secundario del transformador y a la conexión equipotencial.
- Ofrece de modo instantáneo el nivel de aislamiento bajo control por medio de 7 LED.
- Selector para nivel de aislamiento en panel frontal.
- Botón de prueba, para controlar el nivel de aislamiento seleccionado mediante la regulación del relé.
- Panel de repetición, para transmitirse alguna anomalía a distancia, con un máximo posible de 4 paneles por supervisor. Incluye botón de prueba y silenciado, alarma visual por medio de LED y alarma audible.

⁴⁰ IEC: Comisión Electrotécnica Internacional.

▪ **Afeisa.**

El Monitor de aislamiento de línea modelo DAP, figura 4.8, es un detector de aislamiento permanente por resistencia, permite el registro y control, de todas las alarmas y eventos, cumpliendo con las normativas siguientes:

- Normas UNE 20-615-78, UNE 20-615-80 1er Complemento, UNE 20-615-85 2º Compl., UNE 20-613-8341,
- EN 60.601-1/1990, EN 60.742-86 y EN 61.558.

✓ Características Técnicas:

- Consignas de alarma de fuga en mA: 0.4, 0.8, 1.2, 1.6, 2.0, 2.4, 2.8, 3.2, 3.6 y 4.0.
- Registros internos: Alarmas, Eventos e Históricos.
- Almacenaje de registros: EEPROM de 8 Kbytes.
- Capacidad de registros:

 - Alarmas y Eventos: 500 registros.
 - Registros históricos: 500 registros.

- Reloj en tiempo real.
- Display numérico de 4 dígitos, 8 leds de visualización.
- Teclado de 7 teclas.
- 1 Bocina, 1 batería.
- 1 puerto de comunicación para repetidores.
- Tensión alimentación para el modelo DAP: 110 V \pm 20%, 60Hz.
- Temperatura de funcionamiento: 10°C a 40°C.

⁴¹ Normas AENOR: UNE 20615 2º. Complemento: Sistemas con transformador de aislamiento para uso médico y sus dispositivos de control y protección.
UNE 20615 1º. Complemento: Sistemas con transformador de aislamiento para uso médico y sus dispositivos de control y protección. Especificaciones particulares de ensayo.



Figura 4.8 Monitor Aislamiento de Línea DAP

Fuente: AFEI Sistemas y Automatización S.A.

▪ **Square D / Schneider Electric.**

El Monitor de aislamiento de línea modelo Iso-Gard se observa en la figura 4.9; las normas de seguridad con las que cumple son:

- NFPA No.99
- NEC Art. 517
- NOM-001-SEDE-1999-Art. 517
- NOM-197-SSA1-2000
- UL 544, UL 1022, UL 1047



Figura 4.9 Monitor de Aislamiento de Línea modelo Iso - Gard

Fuente: Square D / Schneider Electric

✓ Características Técnicas:

- Visualizador analógico y digital.
- Control por microprocesador.
- Puerto en serie óptico en la parte frontal para transmitir datos en tiempo real.
- Autocalibración interna cada 65 minutos.
- Tensiones de funcionamiento de 85 a 265 V (~) (seleccionables por el usuario).
- Operación monofásica o trifásica (seleccionable por el usuario).
- Frecuencia de operación de 50 ó 60 Hz ± 1.5 Hz (selección automática).
- Alarma audible con nivel de volumen seleccionable por el usuario, con capacidad de silenciamiento o activación.
- Nivel de alarma de 2 mA ó 5 mA (seleccionable por el usuario).
- Corriente de fuga de 25 μ A ó menor.
- Temperatura de funcionamiento de 10°C a 50°C.
- Ajuste para LIM tipo A o B, el cual permite conectar dos LIM a un transformador de aislamiento.
- Puerto óptico de infrarrojos: que le permite transmitir datos a través de un puerto óptico de infrarrojos.

4.2.2.3 Cuadro de Análisis de Tecnologías: Monitores de Aislamiento de Línea.

Parámetro	Post Glover	Control Elettronica	Afeisa	Square D / Schneider Electric
Tensión de Alimentación (V)	120; 208; 240	230	110 o 220-230 ±20%	240
Control de Aislamiento	Analógico (led) y Digital (Display)	7 leds	Analógico (led) y Digital (Display)	Analógico (led) y Digital (Display)
Nivel de Alarma en mA	2 y 5	< 0.6	0.4; 0.8; 1.2; 1.6; 2; 2.4; 2.8; 3.2; 3.6 y 4.	2 y 5
Área de Aplicación	<ul style="list-style-type: none"> ▪ S. de Operaciones ▪ Cuidados Intensivo ▪ Coronarios ▪ Recuperación 	<ul style="list-style-type: none"> ▪ S. de Operaciones ▪ Cuidados Intensivo 	<ul style="list-style-type: none"> ▪ S. de Operaciones 	<ul style="list-style-type: none"> ▪ S. de Operaciones ▪ Cuidados Intensivo
Alarma Acústica	Si	Si	Si	Si
Alarma Visual	Si	Si	Si	Si
Ajuste de Aislam. y Límite de Carga	Si	Si	Si	Si
Panel de Repetición	Si	Si	Si	Si
Número máx. de paneles / monitor	1	4	1	2
Botón de Prueba	Si	Si	Si	Si
Almacenaje de Registros (Capacidad de Registros)	No	No	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Alarmas y Eventos: 500 ▪ Registros históricos: 500 	No

Parámetro	Post Glover	Control Electronica	Afeisa	Square D / Schneider Electric
Puerto Óptico Infrarrojo	No	No	No	Si
Calibrador Interno	Si	No	No	Si
Construido bajo Normas	<ul style="list-style-type: none"> ▪ NOM-001-SEMP-1999- Art. 517-60 ▪ NFPA No.99 ▪ NEC Art. 517 	<ul style="list-style-type: none"> ▪ IEC 64-4-1438 / 64-8-1000 	<ul style="list-style-type: none"> ▪ UNE 20-615-78 ▪ UNE 20-615-80 1º.Complemento ▪ UNE 20-615-85 2º Compl ▪ EN 60601-1 ▪ EN 60601-1-1 ▪ EN 60601-1-2 ▪ EN 60601-1-4 	<ul style="list-style-type: none"> ▪ NFPA No.99 ▪ NEC Art. 517 ▪ NOM-001-SEDE-1999-Art. 517 ▪ NOM-197-SSA1-2000 ▪ UL 544, UL 1022, UL 1047

4.2.3 Análisis de Interruptores con Detección de Falla a Tierra.

4.2.3.1 Mercado Nacional.

▪ Leviton.

El modelo tomado para la realización de este análisis es el receptáculo grado hospitalario con interruptor de detección de falla a tierra (GFCI) modelo SmartLock™, visto en la figura 4.10. Los estándares cumplidos por estos receptáculos son:

- UL Listado 498 para Grado Hospitalario (UL File #13399); UL Especificación Federal Listado WC-596, Certificado CSA⁴² donde sea aplicable (CSA File #LR-406), Certificado NOM (#057), Estándares NEMA WD-1 y 6⁴³ y ANSI⁴⁴.



Figura 4.10 Receptáculo GFCI Grado Hospitalario modelo SmartLock.

Fuente: Leviton

✓ Especificaciones :

- Cubierta y cuerpo de nylon termoplásticos.
- Cuatro cierres de esquina para sujetar la cubierta con seguridad.
- Tornillos de latón para reducir la oxidación del conductor.
- Opciones de cableado en parte posterior o al costado.

⁴² CSA: Canadian Standards Association.

⁴³ NEMA (National Electrical Manufacturers Association): Requerimientos Generales en el alambrado de los dispositivos.

⁴⁴ANSI: Instituto Americano de Estándar Nacional

✓ Características Técnicas:

- Sensibilidad o nivel de acción 5 mA. (+-1mA).
- Tiempo de acción 0.025 segundos para una falla de 240 mA.
- Corriente Nominal: 15 A.
- El interruptor electromecánico del circuito es bipolar y de acción libre (la protección de GFCI no puede ser eliminada sosteniendo el botón de reajuste).
- Contactos de aleación de plata.
- Gama de tolerancia de temperatura -35 oC a 66 oC.
- Instrucciones de prueba y etiqueta mensual de registro de pruebas, para 16 años.

4.2.3.2 Mercado Internacional.

▪ **Schneider Electric.**

El modelo QO-GFI se visualiza en la figura 4.11, cumpliendo con las normas de seguridad siguientes:

- UL Standard 489, CSA 22⁴⁵
- NOM/ANCE
- NEMA⁴⁶ Standard AB1

⁴⁵ CSA: Canadian Standards Association.

⁴⁶ (National Electrical Manufacturers Association): Requerimientos Generales en el alambrado de los dispositivos.

✓ Características Técnicas:

- Número de polos: 1 y 2 polos.
- Corriente nominal de 15 a 50 A.
- Sensibilidad ante falla a tierra de 6 mA ó mayores.
- Tiempo de acción: 0.025 Segundos.
- Para montaje en centros de carga y tableros de alumbrado.
- Con cable de retorno.
- Montaje conectable ó atornillable.



Figura 4.11 Interruptor de Falla a Tierra

Fuente: Schneider Electric

▪ **Ericson.**

Los interruptores con detección de falla a tierra de la marca Ericson, Modelo 1075 puede verse en la figura 4.12. El cumplimiento de las normas para este modelo, son:

- Estándares UL943, 2003 .
- Construcción bajo requerimientos OSHA⁴⁷.

✓ Características Técnicas:

- Envoltura de Policarbonato clasificado UV.
- Alimentación: Manual o Automática
- Nivel de Acción: 4-6 mA

⁴⁷ OSHA (Occupational Safety & Health Administration): Administración para la Salud y Seguridad Ocupacional.

- Tiempo de Acción: 25 ms. (0.025 segundos)
- Corriente Nominal: 15 – 20 A.
- Voltaje de Operación: 120 VAC valor nominal (85% a 110% a un índice de voltaje de 102 – 132)
- Detección de tierra neutral: 2 Ω ó menos.
- Frecuencia: 60 Hz.
- Temperatura de Operación: - 35 °C a 66 °C.
- Botón de prueba y reajuste claramente identificados y cada uno está protegido en caso de una activación accidental.
- Lámpara indicadora de Neón de alta intensidad brilla intensamente cuando la energía está encendida para la identificación fácil del estado de la energía.



Figura 4.12 Interruptor de Falla a Tierra modelo 1075.

Fuente: Ericson Safety Electrical Specialties.

4.2.3.3 Cuadro de Análisis de Tecnologías: Interruptores con Detección de Falla a Tierra.

Parámetro	Schneider Electric	Ericson	Leviton
Tensión de Alimentación (V)	120 - 240	120	120 - 240
Corriente Nominal (A)	15 - 50	15 - 20	15
Sensibilidad a Tierra en mA	>= 6	4 - 6	5 (+-1)
Área de Aplicación	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Áreas Húmedas. ▪ Áreas Hospitalarias 	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Áreas Hospitalarias 	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Áreas Hospitalarias
Montaje	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Centro de carga tipo conector ▪ Tableros atornillable 	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Paneles ▪ Cajas de trabajo 	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Receptáculos
Material de Construcción	No ofrece Características	Policarbonato clasificado UV	Nylon Termoplástico
Tiempo de Acción (ms)	25	25	25
Frecuencia de Operación	60	60	60
Tipo de Alimentación	Automática y Manual	Automática y Manual	Manual
Indicador de Estado de Energía	No	Si	No
Tolerancia de Temperatura (°C)	Hasta 40	-35 a 66	-35 a 66

Parámetro	Schneider Electric	Ericson	Leviton
Construido bajo Normas	<ul style="list-style-type: none"> ▪ UL Standard 489, CSA 22 ▪ NOM / ANCE ▪ NEMA Estándar AB1 	<ul style="list-style-type: none"> ▪ UL & CUL listados en UL943 – 2003 ▪ Requerimientos OSHA 	<ul style="list-style-type: none"> ▪ UL Listado 498 para Grado Hospitalario (UL File #13399) ▪ Especificación Federal Listado WC-596 ▪ Certificado CSA donde sea aplicable (CSA File #LR-406) ▪ Certificado NOM (#057) ▪ Estándares NEMA WD-1 y 6 y ANSI

4.2.4 Análisis de Sistemas de Puesta a Tierra⁴⁸.

Haciendo un pequeño recordatorio, se definirá de forma breve el concepto de Sistema de Puesta a Tierra, el cual comprende todas las conexiones metálicas directas sin fusibles ni protección alguna, entre equipos, instalaciones eléctricas y cualquier superficie expuesta encontrada en la cercanía del paciente y un electrodo o grupo de electrodos enterrados en el suelo, con el objeto de conseguir que en el conjunto de instalaciones, estructura física hospitalaria y superficie próxima del terreno no existan diferencias potenciales peligrosas y que, al mismo tiempo, permita el paso a tierra de las corrientes de falla o la de descarga de origen atmosférico

A continuación, se describe las tecnologías comúnmente empleadas para implementar el diseño de un sistema de puesta a tierra.

4.2.4.1 Conductores de Tierra.

Hay dos tipos principales de conductores de tierra:

- **Conductor de Protección de Circuito.**

Es un conductor instalado separadamente en cada circuito; asegura que parte o toda la corriente de falla regrese a la fuente a través de él.

- **Conductores de Conexión.**

Estos conductores aseguran que superficies conductivas expuestas (tales como carcasas metálicas) permanezcan aproximadamente al mismo potencial durante condiciones de falla eléctrica. Las dos formas de conductores de conexión son:

- ✓ Conductores de conexión equipotencial principales, que conectan entre si y a tierra, partes conductivas expuestas que normalmente no llevan corriente, pero podrían hacerlo bajo una condición de falla.

⁴⁸ Fuente: Mallas de Tierra. Procobre, Perú.

- ✓ Conductores de conexión suplementarios, conectan entre sí los equipos eléctricos y otros dispositivos de material conductor en zonas específicas para que éstos permanezcan sustancialmente al mismo potencial.

Es esencial, para ambos tipos de conductores, que su calibre sea capaz de llevar el valor total de la corriente de falla estimada, por la duración estimada, sin perjuicio para el conductor o para sus uniones.

- **Electrodos de Tierra.**

El electrodo de tierra es el componente del sistema de puesta a tierra que está en contacto directo con el terreno y así proporciona un medio para eliminar o almacenar cualquier tipo de corrientes de fuga a tierra.

El material debe tener buena conductividad eléctrica y no corroerse dentro de un amplio rango de condiciones de suelo. El material preferido generalmente es el cobre. El electrodo puede tomar diversas formas: barras verticales, conductores horizontales, placas, combinación de conductores horizontales y barras verticales (mallas de tierra).

- ✓ **Placas**

Los electrodos de placa son de cobre o de acero galvanizado, ver figura 4.13. Las planchas de acero galvanizado generalmente, tienen un mínimo de 3 mm de espesor y son cuadradas de 915 ó 1220 mm por lado. Las planchas de cobre son típicamente cuadradas de 600 mm ó 900 mm de lado y entre 1.6 mm y 3 mm de espesor.

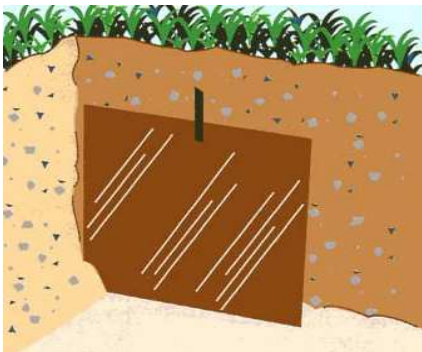


Figura 4.13 Placas de Tierra

Fuente: Mallas de Tierra, Procobre, Perú

✓ Mallas de tierra.

Es un reticulado formado por la unión de conductores horizontales, normalmente según direcciones perpendiculares y uniformemente espaciados, incluyendo eventualmente conductores verticales (barras). Se utiliza especialmente cuando el objetivo principal de la puesta a tierra es mantener un control de potenciales en la superficie del terreno, con un bajo valor de resistencia. En la siguiente figura, se muestra un ejemplo de malla de tierra y el método de instalación de la misma.

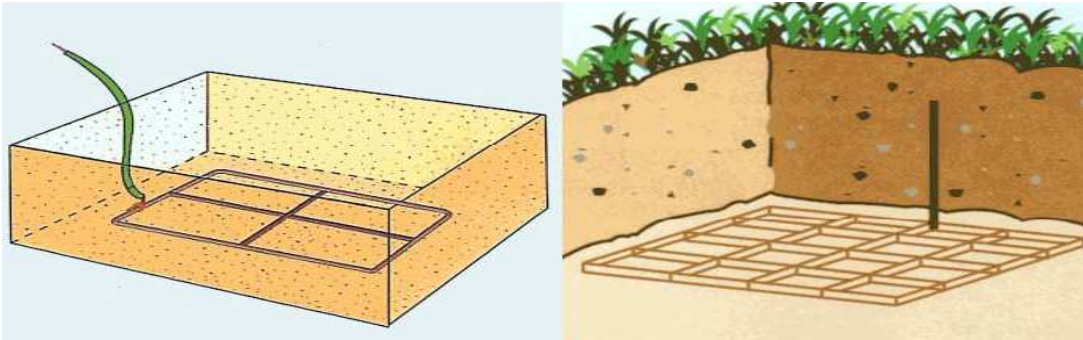


Figura 4.14 Mallas de Tierra

Fuente: Mallas de Tierra, Procobre, Perú.

4.2.4.2 Valor mínimo de la sección de los electrodos de tierra.

Dada la rigidez mecánica[†] necesaria y la capacidad de descarga de corriente que ha de considerarse, se recomienda por lo general los siguientes valores mínimos, para la sección de los electrodos de tierra:

▪ Electrodos en zanjas:

✓ Electrodos de acero galvanizado:

- Hilos de 20 mm².
- Cintas de 125 mm², grosor 5mm

✓ Electrodos de acero recubiertos de cobre:

- Hilos de 50 mm².

✓ Electrodos de cobre:

- Hilos de 16 mm².
- Cintas de 75 mm², grosor 3 mm.

[†] La definición de los términos que posean este símbolo se encuentra en el glosario al final del documento.

- ✓ Electrodo de acero galvanizado:
 - Varillas de 10 mm de diámetro.
 - Tubos de 20 mm de dimensión comercial.
 - Barras de acero en 1. de 50 x 50 x 5 mm.
 - Barras de acero en U. de 30 x 33 x 5 mm.
 - Barras de acero en T de 50 x 50 x 6mm.
 - Barras de acero en cruz de 50 x 1 mm.
- ✓ Electrodo de acero recubierto de cobre:
 - Varillas de acero de 10 mm de diámetro recubiertas de una capa de cobre de 0,35 mm.
- ✓ Electrodo de cobre:
 - Tubos de 30 x 3 mm.
- Electrodo de placa:
 - ✓ Placas de acero galvanizado, de 5 mm de grosor.
 - ✓ Placas de cobre, de 2 mm de grosor

4.2.4.3 Métodos de Instalación.

Cuando se instalan electrodos de tierra, se deben satisfacer tres condiciones:

- El trabajo debe realizarse eficiente para minimizar costos de instalación.
- El terreno o material de relleno usado no debe tener un índice de acidez pH[†] que cause corrosión al electrodo.
- Todas las uniones o conexiones bajo tierra deben ser construidas de modo que no se presente corrosión en la unión o conexión.

El método de instalación, relleno y conexiones dependerá del tipo de sistema de electrodos que se usará y de las condiciones del terreno.

4.2.4.4 Conexiones.

Las conexiones entre los diferentes componentes deben ser mecánicamente robustas, tener buena resistencia a la corrosión y baja resistividad eléctrica. Es prudente evitar uniones y conexiones innecesarias.

Debe considerarse la duración y el valor de corriente de falla que se espera que soporte el sistema de tierra.

- Conexiones Mecánicas.

Las de uso más frecuente son la conexión Empernada[†] (en el caso de cintas o barras de sección rectangular) y la conexión por compresión (abrazadera). Es esencial una conexión eléctrica de baja resistencia. En las conexiones empernadas, debe tenerse cuidado con el tamaño de las perforaciones taladradas para acomodar el perno, para no perjudicar la capacidad de transporte de corriente de la cinta o barra. El diámetro de esta perforación no debe ser superior a un tercio del ancho de la cinta o barra.

Cuando se empernan metales diferentes (por ejemplo cintas de cobre y aluminio), las superficies deben ser minuciosamente limpiadas y protegidas por un inhibidor de óxido. Una vez hecha la conexión, el exterior debe ser recubierto por pintura bituminosa[†] u otro medio para proteger contra el ingreso de humedad. El método de unión por remache no es aceptable, pues los remaches se sueltan y rompen por vibración, oxidación, etc.

- Conexiones Bronceadas.

La conexión bronceada se aplica ampliamente al cobre y a aleaciones de cobre. Es esencial disponer las superficies planas limpias pues los materiales de bronceado no fluyen como la soldadura. Es esencial además una buena fuente de calor, particularmente para conectores grandes. La técnica emplea alta temperatura y bronce como material de relleno, que es el que más se ajusta al cobre.

- Uniones Exotérmicas.

Estas uniones se realizan mediante un molde de grafito[†] que se diseña para ajustar el tipo específico de unión y el tamaño de los conductores. Usando una pistola con pedernal[†] se enciende una mezcla de polvos de aluminio y de óxido de cobre y la reacción que se crea forma una unión de cobre virtualmente puro entorno a los conductores.

La reacción de alta temperatura se produce en el interior del molde de grafito. Los metales que pueden conectarse son acero inoxidable, bronce, cobre, acero con recubierta de cobre, acero galvanizado y riel de acero.

- Conexiones Soldadas en forma Autógena.

Cuando necesitan unirse componentes de cobre de gran tamaño, se usa soldadura autógena[†] en ambiente gaseoso.

El arco eléctrico proporciona el calor, mientras que el área entorno al electrodo y la soldadura son envueltos por un gas tal como argón, helio o nitrógeno. Este último se usa ampliamente como el «gas inerte» cuando se suelda cobre. El aluminio puede soldarse vía arco de gas inerte de tungsteno o arco de gas inerte de metal.

- Relleno.

Derramando una mezcla de sustancias químicas y de tierra arneada (sin piedras) en el volumen alrededor del electrodo se obtendrá una reducción inmediata y significativa en su resistencia de puesta a tierra.

Los materiales que no deben ser usados como relleno son: arena, polvo de coque[†], ceniza, debido a sus propiedades ácidas y/o corrosivas.

El material de relleno debe ser no corrosivo, de un tamaño de partícula relativamente pequeño y, si fuera posible, que ayude a retener la humedad. El suelo debiera tener un índice de pH entre 6,0 (ácido) y 10,0 (alcalino). La arcilla dura no es un material de relleno conveniente ya que si es fuertemente compactada, puede llegar a ser casi impermeable al agua y podría permanecer seca.

El grado de mejoramiento depende principalmente del valor de resistividad original del terreno, de su estructura y del tamaño del sistema de electrodos.

4.2.4.5 Desventajas del Sistema Puesta a Tierra⁴⁹.

Como ya se sabe, el sistema de puesta a tierra consiste en una conexión de seguridad diseñada principalmente para la protección de los pacientes y personal de salud, y para los equipos eléctricos, electrónicos de las corrientes de fuga, corrientes de falla, disturbios o transitorios, que pudieran resultar en daños. Dichas descargas surgen de eventos imprevistos tales como los fenómenos artificiales o naturales como descargas electrostáticas, interferencia electromagnética, descargas atmosféricas y errores humanos.

Cuando se propone hacer la instalación de Tierra, de inmediato se piensa en electrodos o una malla de metal conductora (red de tierra), colocada en el terreno inmediato de las instalaciones con el fin de que las descargas fortuitas ya mencionadas, sean confinadas en forma de ondas para que se dispersen en el terreno subyacente y de esa forma sean disipadas, en donde se supone que se tiene una carga de cero voltios y que además se olvida que estos elementos son de degradación rápida y que requieren mantenimiento.

La observación de los cero voltios entre cargas atmosféricas (Neutro-Ground-Masas) no necesariamente es cierta, ya que existen zonas de disipación de descargas que tienen voltajes muy superiores a cero, donde lo que se supone que debe de ser de protección humana o a equipo eléctrico y/o electrónico, se convierte en un punto alto de riesgo con consecuencias impredecibles.

⁴⁹ Fuente: Asociación Española de Ingeniería Hospitalaria

Hay lugares en los que dicha diferencia de potencial llega a ser tan alto que se han logrado mediciones entre neutro y tierra física (desde 5 o más voltios C.A.), lo cual significa que entre el cable que se supone que tiene voltaje cero y la tierra que también lo debe tener, existe un potencial de magnitud necesaria para que trabajen ciertos equipos que se encuentran presentes en un hospital.

Este fenómeno detectado se presenta por la cantidad de descargas eléctricas, magnéticas y de ondas hertzianas que se obtienen por una incorrecta disipación a tierra y que saturan a los conductores de puesta a tierra.

Esto no es lo más grave, pues como consecuencia de esta problemática, se puede hacer incrementar un factor denominado de pérdidas, que afecta directamente a la pérdida de capital, por las constantes fallas de energía y el constante deterioro del equipo electrónico originado por esa corriente de falla que no llega a disiparse eficientemente y que da una diferencia de potencial en el suelo donde se tiene la supuesta descarga de tierra física.

Es por ello que se sugiere un esquema de protección de alta eficiencia electromecánica y electrónica que verdaderamente realice la disipación de la carga que fluye hacia tierra de los equipos que requieren de ella, que a la vez reduzca a un mínimo real el riesgo de posibilidad de falla de equipos e instalaciones. Encontrar corriente e impedancia en la tierra en donde se encuentran las instalaciones de un hospital, no es raro ni caso excepcional debido a que la tierra está siendo saturada por diferentes medios como ondas electromagnéticas provocadas por campos eléctricos, campos magnéticos, corriente de falla o descargas de cualquier tipo, incluyendo las descargas meteorológicas las cuales navegan en la corteza terrestre y ocasionan una carga que puede ser conducida a los equipos por medio de las propias instalaciones del sistema de tierra.

Al comprobarse que la carga en el suelo es muy superior a lo esperado y llega de forma impredecible de todas partes, ocasionaría que una descarga eléctrica fortuita llegue a impactar en la instalación de puesta a tierra, produciendo que la descarga encuentre una alta resistencia al llegar directamente al suelo y, por lo tanto, “correría” por todas las instalaciones eléctricas y lo que estuviera conectado a ellas.

Por ello se debe procurar anular la impedancia total (Z_R , Z_L , Z_C) y en un amplio espectro de frecuencias con respecto al suelo y reducirla a su mínima expresión con el fin de que las descargas que pudieran llegar a formarse en estos lugares se disiparan en forma de ondas, sin el riesgo de un incremento del voltaje de paso, de toque o en los circuitos e instalaciones conectadas al sistema de tierra física.

Los pararrayos resultan ser el factor de más alto riesgo, pues al estar sobrecargado el suelo de energía, si esta energía es de la misma polaridad que la de la atmósfera, las descargas no llegan a dar en los pararrayos, por el contrario, los evitan. Y si la energía en el suelo es de diferente polaridad que la de la atmósfera, entonces las descargas serán atraídas hacia el sistema y, al no encontrar dichas descargas la menor impedancia a tierra, los rayos llegan a ser conducidos por las estructuras metálicas de las edificaciones, tales como: varillas, pasamanos, tuberías de agua, gabinetes metálicos y las mismas instalaciones eléctricas, con lo que puede provocar el efecto de explosiones en los sitios donde se descargan en su mayor potencial.

De aquí la necesidad de encontrar la forma de igualar la impedancia o resistencia de los puntos de descarga y de atrapamiento de los rayos, de tal manera que, cuando se encuentre la descarga tocando el pararrayos, en todo el sistema se tenga igual impedancia para que la descarga se dirija directamente a tierra en forma de onda horizontal a modo de anular los efectos destructivos.

4.2.5 Análisis de Pisos Conductivos.

En la comercialización de los pisos conductivos a nivel internacional está la marca Colorex; fabricada, comercializada e instalada por la empresa mexicana Acabados Especiales para Interiores; en el mercado norteamericano se tiene la marca Armstrong, Uno de sus distribuidores en América Latina, es Euroestilo S.A. esta es una compañía guatemalteca, que además de ser distribuidor, realiza la instalación de este producto.

En El Salvador, se comercializa la marca 3M, la cual es una compañía de origen norteamericano.

A continuación, se describen las características de cada producto.

4.2.5.1 Mercado Nacional.

- 3M

Piso Epóxico para Control de Estática serie 8900

✓ Descripción:

El sistema consta de tres capas: la primera es con el objeto de obtener una buena adherencia entre el concreto y el recubrimiento. La segunda está constituida de epóxico y carbón el cual conducirá la carga a tierra y es totalmente conductiva. La tercera capa es el acabado epóxico mismo con agente conductivo en menor cantidad, que dará la característica de disipativo o conductivo. En la Figura 4.15 se observa el piso al final de su instalación.



Figura 4.15. Vista Piso Terminado

Fuente: 3M México

✓ Características:

Sistema epóxico autonivelante que ofrece propiedades disipativas ($R = 10^6$ a 10^9 Ohms) o conductivas ($R = 2.5 \times 10^4$ a 10^6 Ohms), con acabado monolítico[†], terso y brillante, véase figura 4.16; éste es disponible en diferentes colores, con espesores de 0.5 a 3mm. No requiere ser encerado.



Figura 4.16 Muestra de 3M™ 8900

Fuente: 3M México

Azulejo vinílico para el Control de Estática serie 8400.

✓ Descripción

Es un sistema a largo plazo para controlar ESD (Descarga Electroestática), se compone de dos partes, la primera es el adhesivo conductivo y la segunda es el azulejo vinílico tanto disipativa ($10^6 - 10^9$ ohms) o conductiva ($10^4 - 10^6$ ohms). En la figura 4.17 puede observarse los azulejos vinílicos que se han especificado.

El brillo del azulejo es una propiedad intrínseca de éste, no necesita utilizar ceras, abrillantadores o restauradores para su mantenimiento.

El espesor del azulejo es de 3.2 mm.



Figura 4.17 Vista de loseta vinilica, en sus diferentes colores.

Fuente: 3M México

✓ Características

- Protección de ESD a largo plazo, aprobado por ESD Association Standard⁵⁰.
- No-migración de carbón.
- Fabricado de vinil homogéneo; No molido.
- El mantenimiento no requiere cera para su brillo o funcionamiento eléctrico.
- Disponible en diferentes colores.
- Disponible en 12", 24", 36" y 24.5" para piso elevado.

⁵⁰ ESD Association Standard: Asociación para la Descarga Eléctrica.

4.2.5.2 Mercado Internacional.

- **Acabados Especiales para Interiores.**

- ✓ Descripción:

El Piso de Vinilo Colorex es un sólido de vinilo, homogéneo y con control ESD para la conducción electrostática y/o disipante estático del ambiente. Esta marca ofrece diferentes colores los cuales pueden observarse en la figura 4.18.

- ✓ Características :

- Conductivo Permanente / Propiedades Disipativas.
- Resistente.
- Dimensionalmente Estable.
- Decorativo.
- No requiere de uso de ceras ni abrillantadores.
- Soldable con calor.

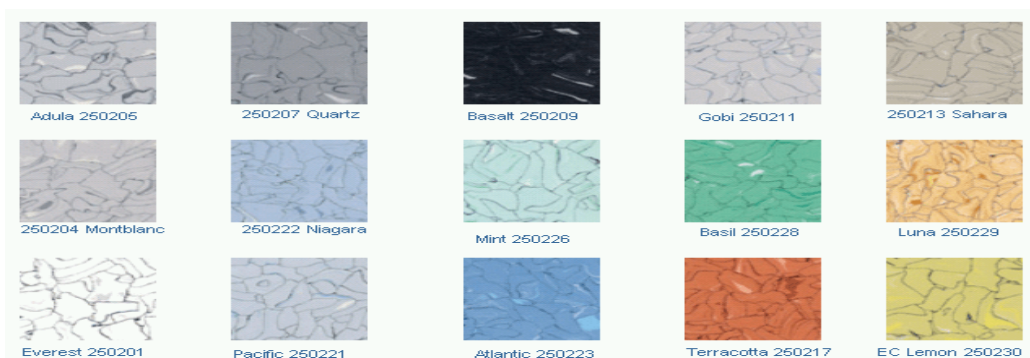


Figura 4.18 Vista de diferentes diseños y colores de azulejos vinílicas marca Colorex.

Fuente: Acabados Especiales para Interiores

- **Euro Estilo.**

Piso de Vinilo Excelon SDT .

- ✓ Descripción:

El piso Excelon SDT es un sistema que incluye los componentes siguientes:, el pegamento, las tiras de cobre de puesta a tierra y el pulimento especial. Un ejemplo del empleo de esta marca de piso vinílico se ilustra en la figura 4.19. Estos pisos son resistentes a la grasa, soluciones alcalinas y a productos químicos diluidos.



*Figura 4.19 Muestra de pisos
Armstrong*

Fuente: Armstrong Worldwide

- ✓ Características:

- Sus dimensiones son: calibre: 1/8" (3.2 mm.); Azulejos micro-cuadrados de 12" x 12".
- Los pisos están hechos de una composición de resina de cloruro de polivinilo, relleno, pigmentos, carpeta y aditivo antiestático.
- Posee propiedades disipativas ($R = 10^6$ a 10^9 Ohms) o conductivas ($R = 2.5 \times 10^4$ a 10^6 Ohms),
- Cumplimiento de Norma UL 779 "Norma para Pisos Eléctricamente Conductivos" .

4.3 Estudio Costo – Beneficio.

4.3.1 El Análisis Costo – Beneficio.

La literatura tradicional de evaluación de proyectos de inversión recomienda la aplicación del análisis costo-beneficio no sólo a los proyectos privados sino también a los de infraestructura social. De esta manera se estaría contrastando el conjunto de beneficios o rendimientos que harían elegible a una inversión frente a los costos en que se incurre para realizarla.

Sin embargo, en la práctica, el análisis costo-beneficio presenta limitaciones cuando se aplica a proyectos en los que está involucrado un servicio humano complejo, como es el de la salud. Es por esta razón, que existen problemas metodológicos a la hora de realizar este tipo de análisis. Por una parte, no todos los beneficios o costos relacionados con la aplicación de sistemas de seguridad eléctrica son cuantificables. Esta dificultad se enfrenta particularmente cuando se trata de expresar en términos monetarios los beneficios que aportarían el uso de estas tecnologías a las áreas críticas hospitalarias.

En segundo lugar, el mayor problema metodológico se encuentra en el intento de descontar los costos y beneficios futuros y en incorporar el riesgo al que es sometido el paciente, en el análisis.

La evaluación costo-beneficio en materia de proyectos de adquisición de tecnologías para la mitigación de los riesgos eléctricos dentro de las áreas de cuidados críticos resulta compleja.

En parte, se trata de obras tendientes a preservar vidas humanas, lo que introduce una dimensión cualitativa que se contrapone a un intento de medición (son proyectos cuyos productos no son susceptibles de traducir en beneficios expresados en unidades monetarias) y, además, estos proyectos buscan la preservación de las condiciones adecuadas tanto de los equipos biomédicos como de la planta física, por lo tanto, se trata de un proyecto social, que para la evaluación de costo-beneficio se enfrenta con un avance metodológico mucho menor de que si se tratara de proyectos económicos, para los que existe ya una metodología de aceptación general.

Es indudable que la vida tiene un valor intrínseco, y aún cuando se reconozca que una evaluación asigna un valor a la vida humana, ello no contesta la pregunta de cuál debería ser ese valor. Por ejemplo, cuando se adaptan decisiones que limitan este tipo de proyectos, se está estableciendo implícitamente que las vidas que se podrían salvar tienen menos valor que el costo del proyecto.

Adicionalmente, para llegar a conclusiones sobre hasta qué punto ha existido una relación costo-efectividad favorable derivada de la aplicación de estos sistemas, se requiere de un período suficiente de tiempo para conocer cuáles han sido los efectos de implementar tales tecnologías en lo relativo a la eliminación o atenuación del número de víctimas y daños materiales registrados en accidentes eléctricos ocurridos con posterioridad a la puesta en práctica de las mismas.

Haciendo un enfoque en las Unidades de Cuidados Críticos e Intermedio, debe disponerse de datos tales como el costo que implica para un hospital la estancia de pacientes en estado crítico, es decir, el uso de equipos de sostenimiento de vida, sistemas de monitoreo, equipos de diagnóstico, y el uso en sí de las instalaciones que representan un presupuesto monetario para el hospital, que al producirse una complicación de su estado de salud (o muerte) a causa de una falla en el sistema eléctrico (falla en el sistema de tierra, calidad del suministro eléctrico, etc), se estaría perdiendo en su totalidad la inversión que se ha destinado hacia este paciente o se estaría prolongando el tiempo de recuperación del mismo, y por lo tanto, los costos se ven incrementados.

También, es necesario tomar en cuenta el costo de mantenimiento correctivo aplicado a los equipos que han sufrido averías debido a fallas en el suministro eléctrico; o en la adquisición de uno nuevo si se diera el caso.

Al analizar la sala de operación, podría llegarse a la misma situación generada en UCI, es decir, costos tanto humanos como económicos.

De lo expresado hasta aquí podría concluirse, que si bien el análisis costo-beneficio puede aportar elementos útiles a la discusión, no puede por sí mismo concluir el debate en torno a la aplicación de las tecnologías para la seguridad eléctrica en áreas críticas.

4.3.2 La Aplicación del Análisis Costo – Efectividad.

Considerando lo anterior, es necesario aplicar un análisis que, sin dejar de perseguir una asignación racional de los limitados recursos, utilice instrumentos y procedimientos que permitan medir los logros que se esperan alcanzar en materia de mitigación o prevención de accidentes eléctricos, comparándolos con los que se obtendrían por vías alternativas (si existiesen) en circunstancias semejantes y contrastándolos con los objetivos buscados. De esta manera, se estaría aproximando más al concepto de costo-efectividad según el cual no se impone como prerequisite que los productos del proyecto deban ser traducidos a unidades monetarias.

El análisis de costo-beneficio se basa en un principio muy simple: compara los beneficios y los costos de un proyecto particular y, si los primeros exceden a los segundos entrega un elemento de juicio inicial que indica su aceptabilidad, mientras que el análisis costo-efectividad aunque sigue la misma lógica, compara los costos con la potencialidad de alcanzar más eficientemente los objetivos no expresables en moneda, sino en productos.

La efectividad de la inversión de un proyecto hospitalario de esta naturaleza, puede medirse en función de la ampliación de los servicios (producción), lo cual incrementa la eficiencia en el proceso de recuperación de los pacientes e implícitamente una reducción de los costos para dichos procesos; algunos indicadores que pueden emplearse para determinar la efectividad de aplicar estos sistemas, son:

- Número de ingresos de pacientes críticos, cuidados intermedios.
- Número de egresos de las unidades de cuidados críticos, cuidados intermedios.
- Número de camas habilitadas.
- Cobertura (Rotación de Camas).

En la determinación de los indicadores que se utilicen para medir la efectividad de implementar estos sistemas, pueden existir limitaciones de información, por lo que se hace necesario emplear métodos indirectos de estimación a través de documentación referencial de otros hospitales de servicio público o privado.

4.3.3 Proceso de Evaluación.

- **Identificación.**

- Definición del Problema

“Riesgo Potencial y Real de un inadecuado Sistema de Seguridad Eléctrica en Áreas Críticas Hospitalarias”.

- Importancia.

Es importante que los equipos biomédicos ubicados en estas áreas, desarrollen su función como debe de ser, es decir, aportando un beneficio en la recuperación de los pacientes y no generando riesgos que podrían desencadenar en el empeoramiento del estado de salud de los mismos. Esta situación podría generarse a partir de fallas en los equipos provocadas por un sistema de seguridad eléctrica deficiente, obteniéndose así fallas en la calidad de funcionamiento del equipamiento biomédico (corrientes de fuga, generación de armónicos, picos de voltaje, etc).

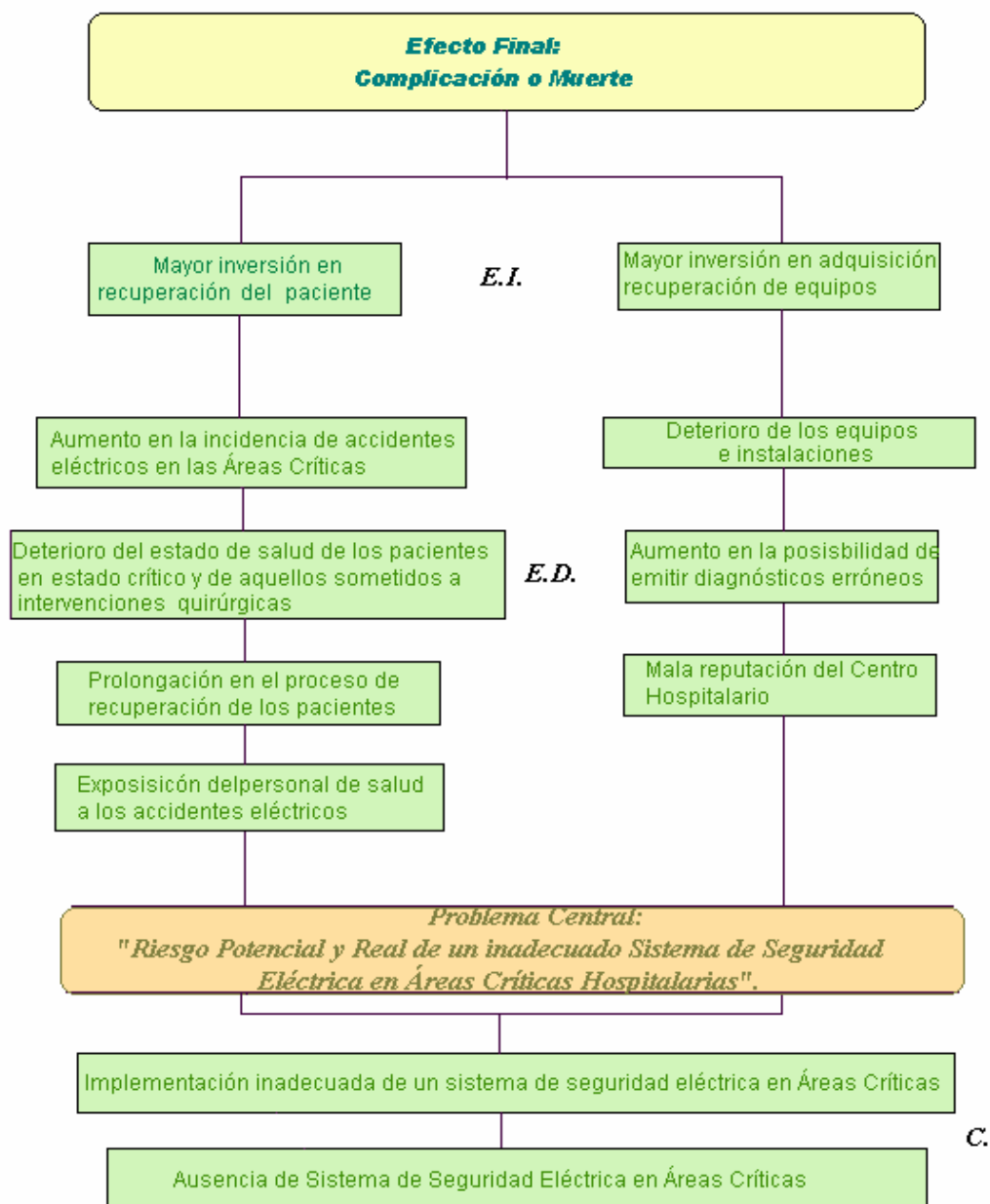
- Gravedad del Problema.

El problema se agudiza porque la calidad de la seguridad eléctrica no es posible observarla, sino a través de sus efectos, los cuales se refleja en el anormal funcionamiento de las instalaciones y equipos, elevando así los riesgos de accidentes y siniestros dado la naturaleza de estas áreas que brindan atención a pacientes en estado de salud muy comprometido, lo cual podría conllevar a pérdida de vidas humanas, determinación errónea de diagnósticos y tratamientos por un resultado equivoco en las lecturas de los equipos que resultan vitales para los pacientes, trayendo consigo un elevado impacto en la prestación de los servicios del hospital.

A esto se puede adicionar la limitación en la seguridad del personal de salud, los cuales se encuentran desprotegidos ante una falla en el sistema eléctrico; también es importante mencionar los daños que pueden ocasionarse en los equipos e instalaciones en general.

- Árbol de Causas y Efectos.

Considerando como centro el problema principal se determina el árbol de Causas y Efectos.



4.3.4 Formulación.

A partir del Árbol de Causas y Efectos, se tiene una visión más clara de la problemática, y por lo tanto, se puede visualizar con mayor facilidad las herramientas de análisis más convenientes para la formulación del estudio. Se definió que para poder medir la efectividad de invertir en los sistemas de seguridad eléctrica, se emplearán algunos indicadores estadísticos. El enfoque consiste en demostrar que por medio de la implementación de los sistemas de seguridad eléctrica, se cumplen objetivos de manera más eficaz; el objetivo principal de las áreas críticas radica en la recuperación de la salud de los pacientes en el menor tiempo posible, ya sea por medio de intervenciones quirúrgicas, o por la aplicación de tratamientos, equipos de sostenimiento de vida, etc; asumiendo que las tecnologías médicas empleadas funcionan de manera correcta la aplicación de estos sistemas no complicaría la salud del paciente, ya que los riesgos eléctricos alrededor del mismo serían eliminados, esto conlleva a una ampliación de los servicios (producción) extendiendo las posibilidades de poder brindar atención a más pacientes que necesiten de estas áreas (ampliación de cobertura).

En El Salvador no se cuenta con un organismo que identifique e investigue los accidentes ocurridos a nivel hospitalario⁵¹, esto incluye aquellos ocurridos a causa de una falla del equipo biomédico o de los sistemas eléctricos; debido a la ausencia de una base de consulta no se ha podido establecer la incidencia de accidentes eléctricos ocurridos en las áreas críticas de la red nacional hospitalaria que aporten un criterio de análisis.

Una investigación realizada en el Hospital Nacional Zacamil “Dr. Juan José Fernández”, de los años 2002 – 2005, sobre el número de Pacientes atendidos por año en UCI, Tiempos de Estancia Hospitalaria, Costo Promedio diario por Paciente; el Número de Intervenciones Quirúrgicas en el mismo período de tiempo, los Costos Promedio por intervención quirúrgica, Promedio de Intervenciones Diarias y Promedio del Tiempo de Uso de Sala; con la finalidad de hacer un breve análisis, más de carácter cualitativo que cuantitativo.

⁵¹ Fuente: Administración e Investigación de Accidentes con Equipos Médicos, V. Rodríguez; R. Rebolone, Tesis UDB.

En este análisis se asumirá que en cada uno de los años investigados se dieron las condiciones adecuadas de seguridad eléctrica como también se asumirá el buen estado del funcionamiento de los equipos biomédicos e instalaciones y un adecuado programa de mantenimiento preventivo y correctivo.

Partiendo de esta aseveración, se hará un análisis hipotético de la situación en caso de que fallara únicamente algún aspecto relacionado a los sistemas de seguridad eléctrica en estas áreas críticas.

En el cuadro a continuación se presentan los datos enunciados que hemos investigado en el Hospital Nacional Zacamil "Dr. Juan José Fernández".

Cuadro 4.1

Pacientes Ingresados en Unidad de Cuidados Intensivos Hospital Nacional Zacamil "Dr. Juan José Fernández". 2002-2005. El Salvador			
AÑO	PACIENTES POR AÑO	PROMEDIO ESTANCIA POR PACIENTE (Días)	COSTO PROMEDIO POR DÍA (\$)
2002	264	4.24	361.68
2003	325	1.00	3,076.00
2004	300	2.30	4,481.50
2005	134	2.34	4,276.78

Fuente: Estadísticas y Documentos Clínicos Hospital Nacional Zacamil "Dr. Juan José Fernández".

Cuadro 4.2

Pacientes Intervenido Quirúrgicamente por año Hospital Nacional Zacamil "Dr. Juan José Fernández". 2002-2005. El Salvador				
AÑO	INTERVENCIONES POR AÑO	COSTO PROMEDIO POR INTERVENCIÓN QUIRÚRGICA (\$)	INTERVENCIONES POR DÍA	TIEMPO PROMEDIO USO DE SALA POR DÍA (Horas)
2002	7,753	35.85	32	6
2003	7,705	81.00	32	6
2004	6,922	96.38	29	6
2005	9,176	108.24	38	6

Fuente: Estadísticas y Documentos Clínicos Hospital Nacional Zacamil "Dr. Juan José Fernández".

En el Cuadro 4.1, puede observarse que durante el año 2002, el total de pacientes atendidos fue de 264, cada uno tuvo un promedio de estancia de 4.24 días y un costo promedio por día de \$361.68; en el caso hipotético que durante este año se hubiesen presentado deficiencias en cualesquiera de las áreas que comprometen el adecuado cumplimiento de las normas de seguridad eléctrica, por ejemplo: un irregular programa de mantenimiento, conexiones inadecuadas, sobrecarga de los sistemas de seguridad, etc., podríamos observar los siguientes escenarios:

- ✓ **Afectación a la Cobertura de Atención:** En vez de 264 pacientes que fueron atendidos ese año, pudo haberse atendido una cifra mucho menor.

- ✓ **Complicación o Fallecimiento:** En el caso que se compromete el estado de salud, se vería afectado el Tiempo de Estancia Hospitalaria en UCI, dependiendo del estado de gravedad de la complicación, podría hasta triplicarse este tiempo, incrementando obviamente los costos (4.24 días x 3 = 12.72 días \approx 13 días). conociendo que los 4.24 días de estancia hospitalaria tiene un costo de \$1,533.52, en el caso de una complicación atribuible a fallas en los sistemas de seguridad eléctrica este costo podría elevarse hasta \$4,600.57, es decir, tres veces mayor en comparación con una estancia normal sin complicación. Si se analiza el costo social de la complicación del paciente, asumiendo también que se trata de pacientes económicamente activos, se reflejaría un déficit en la economía familiar del paciente; esta situación se agrava aún más cuando éste representa al jefe de familia. En el caso de fallecimiento, la situación se ve aún más complicada incidiendo no sólo en el aspecto económico familiar e institucional sino también en la desintegración familiar y sus consecuencias.

Véase ahora un ejemplo similar en Sala de Operaciones, cuyos datos se reflejan en el Cuadro 4.2; se analizará el año 2004 durante el cual se realizaron 6,922 intervenciones quirúrgicas a un costo promedio de \$96.38 realizándose diariamente 29 intervenciones con un uso promedio de sala de 6 horas, igual que en el modelo anterior que se desarrolló, en este se asumirá también que durante este período de tiempo todas las condiciones de seguridad eléctrica, instalaciones y equipamiento biomédico funcionaron correctamente. Si se hubiese dado la condición de falla en uno o más de los requerimientos de seguridad establecidos, los escenarios a esperar serían los siguientes:

- ✓ Un tiempo mayor de uso de sala por intervención, afectando en forma directa:
 - Rendimiento de uso de sala.
 - Cobertura de atención de pacientes.
 - Poder resolutivo del hospital.
 - Aumento en la lista de espera, comprometiendo más el estado de salud de los pacientes.

- ✓ Complicación grave que ameritaría una atención en UCI o en Unidad de Cuidados Intermedios.
 - Prolongación del tiempo de recuperación tanto hospitalaria como en su hogar.
 - Afectación del presupuesto hospitalario y de la economía familiar del paciente.
 - Mayor riesgo de adquirir alguna Enfermedad Nosocomial[†] debido a la prolongación de la estancia hospitalaria.

Todos los efectos observados descritos en el párrafo anterior, inciden directamente en costos de atención para el paciente, siendo que se incrementa el uso de sala, por lo tanto, aumenta el uso de anestésicos, material consumible, costo de UCI o de Cuidados Intermedios así como también el recurso humano, y otros costos indirectos, etc. Por lo que, \$96.38 que representa el costo de una intervención quirúrgica sin complicaciones podría elevarse muy considerablemente.

4.3.4.1 Análisis Costo – Efectividad de las Tecnologías.

En el análisis anterior, se establecieron los costos sociales y económicos que involucra la complicación del estado de salud de un paciente o fallecimiento del mismo, afectando al paciente, su entorno y los costos hospitalarios. Como parte complementaria del análisis, se determinarán los costos generados a partir de la adquisición, mantenimiento tanto preventivo como correctivo de las tecnologías de seguridad eléctrica adecuadas para las áreas críticas; para este fin, se investigó los costos de los sistemas presentes en el Hospital Nacional Zacamil “Dr. Juan José Fernández”, los cuales se detallan en las tablas siguientes:

Cuadro 4.3

TRANSFORMADOR DE AISLAMIENTO				
AÑOS	COSTOS APROXIMADOS INVERSIÓN INICIAL (\$)	VIDA ÚTIL	COSTO ANUAL MANTENIMIENTO PREVENTIVO (\$)	COSTOS ANUAL MANTENIMIENTO CORRECTIVO (\$)
2002	\$30,000.00	10	600.00	2,000.00
2003		9	600.00	2,000.00
2004		8	600.00	2,000.00
2005		7	600.00	2,000.00

Fuente: Departamento de Mantenimiento Hospital Nacional Zacamil “Dr. Juan José Fernández”.

Cuadro 4.4

PISOS CONDUCTIVOS				
AÑOS	COSTOS APROXIMADOS INVERSIÓN INICIAL	VIDA ÚTIL	COSTO ANUAL MANTENIMIENTO PREVENTIVO (ANUAL)	COSTO ANUAL MANTENIMIENTO CORRECTIVO (\$)
2002	\$6,000.00	10	300.00	1,000.00
2003		9	300.00	1,000.00
2004		8	300.00	1,000.00
2005		7	300.00	1,000.00

Fuente: Departamento de Mantenimiento Hospital Nacional Zacamil “Dr. Juan José Fernández”.

Cuadro 4.5

SISTEMA DE PUESTA A TIERRA				
AÑOS	COSTOS APROXIMADOS INVERSIÓN INICIAL	VIDA ÚTIL	COSTO ANUAL MANTENIMIENTO PREVENTIVO (\$)	COSTO ANUAL MANTENIMIENTO CORRECTIVO (\$)
2002	\$20,000.00	15	200.00	450.00
2003		14	200.00	450.00
2004		13	200.00	450.00
2005		12	200.00	450.00

Fuente: Departamento de Mantenimiento Hospital Nacional Zacamil “Dr. Juan José Fernández”.

Se calculó los costos promedio de mantenimiento preventivo y correctivo para los años 2006, 2007, 2008, 2009, 2010 y 2011 en base a los costos promedio de mantenimiento preventivo y correctivo de los años 2002, 2003, 2004 y 2005 proporcionados por el Hospital Nacional Zacamil, tomando en cuenta la tasa de inflación proyectada para esos años (2006 – 2011); con esto se obtuvo los costos totales generados por los sistemas durante su vida útil .

Las tasas de inflación utilizadas en los cálculos fueron brindadas por el Fondo Monetario del Banco Central de Reserva de El Salvador, así se tiene que para el 2006 la tasa de inflación proyectada es del 3%, para el 2007 es de 4%, para el 2008 hasta el 2011, la tasa de inflación proyectada es del 3%.

Los costos provistos por el Departamento de Mantenimiento del Hospital Nacional Zacamil, incluyen el mantenimiento correctivo y preventivo de todas las tecnologías de seguridad eléctrica con las que cuenta el hospital, por ejemplo, el hospital cuenta con 4 transformadores de aislamiento para quirófanos, 1 para sala de partos, 1 para Unidad de Cuidados Especiales, por lo tanto, los datos reflejados en las tablas siguientes incluyen los costos anuales de mantenimiento preventivo y correctivo de los seis transformadores de aislamiento; en el caso del piso conductor, los datos incluyen los costos de mantenimiento preventivo y correctivo para los cuatro quirófanos que posee el hospital; sin embargo, la inversión inicial para cada uno de ellos no fue proporcionada, es por esta razón, que se utilizarán costos aproximados para su valoración. En el caso del sistema de puesta a tierra, se presentan los costos de inversión inicial del sistema de tierra considerado para todo el hospital.

A continuación se presentan los cálculos realizados para cada sistema de seguridad eléctrica para la determinación de los costos durante su vida útil.

Para calcular el monto de la inflación, se utilizó la siguiente relación:

$$\text{CAMPC} = \text{MPC} + (\text{MPC} \times \text{I})$$

Donde:

CAMPC = Costo Anual Promedio Mantenimiento Preventivo y Correctivo.

MPC = Mantenimiento Preventivo y Correctivo.

I = Tasa de Inflación.

4.3.4.2 Cálculo de los Costos Totales.

Cuadro 4.6

COSTOS TOTALES TRANSFORMADOR DE AISLAMIENTO DEL HOSPITAL NACIONAL ZACAMIL	
AÑO	COSTO ANUAL PROMEDIO MANTENIMIENTO CORRECTIVO Y PREVENTIVO
2002	\$2.600,00
2003	\$2.600,00
2004	\$2.600,00
2005	\$2.600,00
2006 [□]	$\$2,600 + \$78^{\wedge} = \$2,678.00$
2007 [□]	$\$2,678 + \$107.12^{\wedge} = \$2,785.12$
2008 [□]	$\$2,785.12 + \$83.55^{\wedge} = \$2,868.67$
2009 [□]	$\$2,868.67 + \$86.06^{\wedge} = \$2,954.73$
2010 [□]	$\$2,954.73 + \$88.64^{\wedge} = \$3,043.38$
2011 [□]	$\$3,043.38 + \$91.30^{\wedge} = \$3,134.68$
TOTAL	\$27,864.56

NOTA: El total de \$27,864.56, equivale al costo de Mantenimiento Preventivo y Correctivo al final de su vida útil que es 10 años.

La inversión inicial en los Transformadores de Aislamiento es aproximadamente de \$30,000 con un costo promedio de \$5,000 por Transformador.

COSTO TOTAL1 = Inversión Inicial + Mantenimiento Preventivo y Correctivo.

COSTO TOTAL1 = \$30,000+ \$27,864.56

COSTO TOTAL1 = \$57,864.56

[□] Datos Proyectados.

[^] Tasa de Inflación Proyectada.

Asumiendo que el piso es cerámica conductiva, se tiene que para la inversión inicial se toma el costo por m² de material empleado, es decir, cerámica conductiva. El costo la cerámica por m² es \$40; y siendo que el área de los quirófanos es de 30 m², la inversión inicial sería:

$$\text{Inversión Inicial} = 40 (\$/\text{m}^2) \times 30 (\text{m}^2) = \$1,200$$

Como el Hospital Nacional Zacamil cuenta con cinco quirófanos, entonces la inversión inicial es de \$6,000.

Cuadro 4.7

COSTOS TOTALES PISO CONDUCTIVO DEL HOSPITAL NACIONAL ZACAMIL	
AÑO	COSTO ANUAL PROMEDIO MANTENIMIENTO CORRECTIVO Y PREVENTIVO
2002	\$1,300.00
2003	\$1,300.00
2004	\$1,300.00
2005	\$1,300.00
2006 [□]	\$1,300 + \$39 [▲] = \$1,339.00
2007 [□]	\$1,039 + \$53.56 [▲] = \$1,392.56
2008 [□]	\$1,392.56 + \$41.77 [▲] = \$1,434.34
2009 [□]	\$1,434.34 + \$43.03 [▲] = \$1,477.37
2010 [□]	\$1,477.37 + \$44.32 [▲] = \$1,521.69
2011 [□]	\$1,521.69 + \$45.65 [▲] = \$1,567.34
TOTAL	\$13,932.30

NOTA: El total de \$13,932.30, equivale al costo de Mantenimiento Preventivo y Correctivo al final de su vida útil que es 10 años.

COSTO TOTAL2 = Inversión Inicial + Mantenimiento Preventivo y Correctivo.

$$\text{COSTO TOTAL2} = \$6,000 + \$13,932.30$$

$$\text{COSTO TOTAL2} = \$19,932.30$$

[□] Datos Proyectados.

[▲] Tasa de Inflación Proyectada.

La evaluación de los costos de inversión inicial se han tomado en base a que el Hospital Nacional Zacamil cuenta con un solo Sistema de Puesta a Tierra.

Cuadro 4.8

COSTOS TOTALES SISTEMA DE PUESTA A TIERRA DEL HOSPITAL NACIONAL ZACAMIL	
AÑO	COSTO ANUAL PROMEDIO MANTENIMIENTO CORRECTIVO Y PREVENTIVO
2002	\$650.00
2003	\$650.00
2004	\$650.00
2005	\$650.00
2006 [□]	\$650 + \$19.5 [▲] = \$669,50
2007 [□]	\$669.5 + \$26.78 [▲] = \$696,28
2008 [□]	\$696.28 + \$20.89 [▲] = \$717.17
2009 [□]	\$717.17 + \$21.52 [▲] = \$738.68
2010 [□]	\$738.68 + \$22.16 [▲] = \$760.84
2011 [□]	\$760.84 + \$22.83 [▲] = \$783.67
TOTAL	\$6.966,17

NOTA: El total de \$6,966.17, equivale al costo de Mantenimiento Preventivo y Correctivo al final de su vida útil que es 10 años.

COSTO TOTAL3 = Inversión Inicial + Mantenimiento Preventivo y Correctivo.

COSTO TOTAL3 = \$20,000+ \$6,966.17

COSTO TOTAL3 = \$26,966.17

A partir de los costos totales de cada tecnología, se puede obtener el costo global de las mismas.

COSTO GLOBAL = COSTO TOTAL1 + COSTO TOTAL2 + COSTO TOTAL3

COSTO GLOBAL = \$57,864.56+ \$19,932.30 + \$26,966.17

COSTO GLOBAL = \$104,763.03

[□] Datos Proyectados.

[▲] Tasa de Inflación Proyectada.

Existe la teoría en la que se establece que la adquisición de un equipo representa el 20% de los costos de mantenimiento preventivo y correctivo durante su vida útil⁵²; por lo tanto, no debe sorprender que los costos de sostenimiento de estos equipos supere al costo de la inversión inicial, y en este caso en particular muy por encima de su inversión inicial.

Los Costos de Estancia Hospitalaria para Pacientes No Complicados y para Pacientes Complicados durante el tiempo equivalente al de vida útil de los Sistemas de Seguridad Eléctrica son:

Cuadro 4.9

COSTOS DE PACIENTES EN UCI DEL HOSPITAL NACIONAL ZACAMIL					
AÑO	PROMEDIO ESTANCIA POR PACIENTE (Días)	COSTO PROMEDIO POR DÍA (PACIENTE NO COMPLICADO)	COSTO TOTAL PROMEDIO (PACIENTE NO COMPLICADO)	TIEMPO DE ESTANCIA PROMEDIO (PACIENTE COMPLICADO) (Días)	COSTO TOTAL PROMEDIO (PACIENTE COMPLICADO)
2002	4.24	\$361.68	\$1,533.52	12.72	\$4,600.57
2003	1.00	\$3,076.00	\$3,076.00	3.00	\$9,228.00
2004	2.30	\$4,481.50	\$10,307.45	6.90	\$30,922.35
2005	2.34	\$4,276.78	\$10,007.67	7.02	\$30,023.00
2006 ^{ra}	2.47	\$3,140.46	\$7,756.94	7.41	\$23,270.81
2007 ^{ra}	2.47	\$3,266.08	\$8,067.21	7.41	\$24,201.64
2008 ^{ra}	2.47	\$3,364.06	\$8,309.23	7.41	\$24,927.69
2009 ^{ra}	2.47	\$3,464.98	\$8,558.51	7.41	\$25,675.52
2010 ^{ra}	2.47	\$3,568.93	\$8,815.26	7.41	\$26,445.78
2011 ^{ra}	2.47	\$3,676.00	\$9,079.72	7.41	\$27,239.16
TOTAL			\$75,511.50	Prom. Estancia Hosp.: 7.41 Días.	\$226,534.51

⁵² Yadin B. David, Ph.D. Health Care Technology Management & Clinical Engineering Workshop. Cartagena Colombia, Julio 2005.

^{ra} Datos Proyectados.

En el cuadro anterior, partiendo de los datos promedio de Estancia Hospitalaria y Costos Día por Paciente, se obtuvieron datos promedio para ambas variables a partir de las cuales se proyectarán los datos de los años 2006 – 2011 aplicándoles su correspondiente tasa de inflación.

En este mismo cuadro se reflejan los datos del caso hipotético descrito anteriormente (ver página 56); procediendo de igual forma se obtuvo datos promedio de Estancia Hospitalaria y Costo por Día por Paciente Complicado para los años 2002 – 2005 y a partir de estos datos se proyectaron las cifras para los años 2006 – 2011 para estas dos variables aplicándoles su respectiva tasa de inflación.

4.3.4.3 Evaluación de Costos de Pacientes atendidos con Tecnología: Transformador de Aislamiento.

Cuadro 4.10

AÑO	COSTO TECNOLOGÍA	COSTO MANT. (PREVENTIVO Y CORRECTIVO)	COSTO TOTAL	COSTO PROMEDIO PACIENTE NO COMPLICADO	TOTAL DE PACIENTES POR AÑO	COSTO TOTAL DE PACIENTE NO COMPLICADO
1	\$30,000	\$2.600,00	\$32,600.00	\$1,533.52	5	\$7,667.62
2	\$27,000	\$2.600,00	\$29,600.00	\$3,076.00	5	\$15,380.00
3	\$24,000	\$2.600,00	\$26,600.00	\$10,307.45	5	\$51,537.25
4	\$21,000	\$2.600,00	\$23,600.00	\$10,007.67	5	\$50,038.33
5	\$18,000	\$2,678.00	\$20,678.00	\$7,756.94	5	\$38,784.68
6	\$15,000	\$2,785.12	\$17,785.12	\$8,067.21	5	\$40,336.06
7	\$12,000	\$2,868.67	\$14,868.67	\$8,309.23	5	\$41,546.15
8	\$9,000	\$2,954.73	\$11,954.73	\$8,558.51	5	\$42,792.53
9	\$6,000	\$3,043.38	\$9,043.38	\$8,815.26	5	\$44,076.31
10	\$3,000	\$3,134.68	\$6,134.68	\$9,079.72	5	\$45,398.60
COSTO TOTAL TRANSFORMADOR			\$192,864.58	COSTO TOTAL DE ESTANCIA PACIENTE CON TECNOLOGÍA		\$377,557.53

4.3.4.4 Evaluación de Costos de Pacientes atendidos con Tecnología: Pisos Conductivos.

Cuadro 4.11

AÑO	COSTO TECNOLOGÍA	COSTO MANTENIMIENTO (PREVENTIVO Y CORRECTIVO)	COSTO TOTAL	COSTO PROMEDIO PACIENTE NO COMPLICADO	TOTAL DE PACIENTES POR AÑO	COSTO TOTAL DE PACIENTE NO COMPLICADO
1	\$6,000	\$1,300.00	\$7,300.00	\$1,533.52	5	\$7,667.62
2	\$5,400	\$1,300.00	\$6,700.00	\$3,076.00	5	\$15,380.00
3	\$4,800	\$1,300.00	\$6,100.00	\$10,307.45	5	\$51,537.25
4	\$4,200	\$1,300.00	\$5,500.00	\$10,007.67	5	\$50,038.33
5	\$3,600	\$1,339.00	\$4,939.00	\$7,756.94	5	\$38,784.68
6	\$3,000	\$1,392.56	\$4,392.56	\$8,067.21	5	\$40,336.06
7	\$2,400	\$1,434.34	\$3,834.34	\$8,309.23	5	\$41,546.15
8	\$1,800	\$1,477.37	\$3,321.69	\$8,558.51	5	\$42,792.53
9	\$1,200	\$1,521.69	\$2,721.69	\$8,815.26	5	\$44,076.31
10	\$600	\$1,567.34	\$2,167.34	\$9,079.72	5	\$45,398.60
COSTO TOTAL PISOS CONDUCTIVOS			\$46,976.62	COSTO TOTAL DE ESTANCIA PACIENTE CON TECNOLOGÍA		\$377,557.53

4.3.4.5 Evaluación de Costos de Pacientes atendidos con Tecnología: Sistema de Puesta a Tierra.

Cuadro 4.12

AÑO	COSTO TECNOLOGÍA	COSTO MANTENIMIENTO (PREVENTIVO Y CORRECTIVO)	COSTO TOTAL	COSTO PROMEDIO PACIENTE NO COMPLICADO	TOTAL DE PACIENTES POR AÑO	COSTO TOTAL DE PACIENTE NO COMPLICADO
1	\$20,000	\$650.00	\$20,650.00	\$1,533.52	5	\$7,667.62
2	\$18,000	\$650.00	\$18,650.00	\$3,076.00	5	\$15,380.00
3	\$16,000	\$650.00	\$16,650.00	\$10,307.45	5	\$51,537.25
4	\$14,000	\$650.00	\$14,650.00	\$10,007.67	5	\$50,038.33
5	\$12,000	\$669,50	\$12,669.00	\$7,756.94	5	\$38,784.68
6	\$10,000	\$696,28	\$10,696.28	\$8,067.21	5	\$40,336.06
7	\$8,000	\$717.17	\$8,717.17	\$8,309.23	5	\$41,546.15
8	\$6,000	\$738.68	\$6,738.68	\$8,558.51	5	\$42,792.53
9	\$4,000	\$760.84	\$4,760.84	\$8,815.26	5	\$44,076.31
10	\$2,000	\$783.67	\$2,783.67	\$9,079.72	5	\$45,398.60
COSTO TOTAL SISTEMA PUESTA A TIERRA			\$116,965.64	COSTO TOTAL DE ESTANCIA PACIENTE CON TECNOLOGÍA		\$377,557.53

4.3.4.6 Evaluación de Costos de Estancia Hospitalaria de Pacientes sin Tecnología.

Cuadro 4.13

COSTO PROMEDIO PACIENTE COMPLICADO	TOTAL DE PACIENTES COMPLICADOS POR AÑO	COSTO TOTAL DE PACIENTES COMPLICADOS
\$4,600.57	5	\$23,002.85
\$9,228.00	5	\$46,140.00
\$30,922.35	5	\$154,611.75
\$30,023.00	5	\$150,114.98
\$23,270.81	5	\$116,354.03
\$24,201.64	5	\$121,008.19
\$24,927.69	5	\$124,638.44
\$25,675.52	5	\$128,377.59
\$26,445.78	5	\$132,228.92
\$27,239.16	5	\$136,195.79
COSTO TOTAL ESTANCIA PACIENTE SIN TECNOLOGÍA		\$1,132,672.50

4.3.4.7 Costos Globales de los Sistemas de Seguridad Eléctrica y Costos Totales de Estancia Hospitalaria de Pacientes con Tecnología.

Cuadro 4.14

AÑO	COSTO TECNOLOGÍA	COSTO MANT. (PREVENTIVO Y CORRECTIVO)	COSTO TOTAL	COSTO PROMEDIO PACIENTE NO COMPLICADO	TOTAL PACIENTES NO COMPLICADOS	COSTO TOTAL PACIENTES NO COMPLICADOS
1	\$56,000.00	\$4,550.00	\$60,550.00	\$1,533.52	5	\$7,667.62
2	\$50,400.00	\$4,550.00	\$54,950.00	\$3,076.00	5	\$15,380.00
3	\$44,800.00	\$4,550.00	\$49,350.00	\$10,307.45	5	\$51,537.25
4	\$39,200.00	\$4,550.00	\$43,750.00	\$10,007.67	5	\$50,038.33
5	\$33,600.00	\$4,686.50	\$38,286.50	\$7,756.94	5	\$38,784.68
6	\$28,000.00	\$4,873.96	\$32,873.96	\$8,067.21	5	\$40,336.06
7	\$22,400.00	\$5,020.18	\$27,420.18	\$8,309.23	5	\$41,546.15
8	\$16,800.00	\$5,170.78	\$21,970.78	\$8,558.51	5	\$42,792.53
9	\$11,200.00	\$5,325.91	\$16,525.91	\$8,815.26	5	\$44,076.31
10	\$5,600.00	\$5,485.69	\$11,085.69	\$9,079.72	5	\$45,398.60
COSTO GLOBAL DE LOS SISTEMAS			\$356,763.02	COSTO TOTAL DE ESTANCIA PACIENTE CON TECNOLOGÍA		\$377,557.53

4.3.4.8 Evaluación de los Costos Globales con respecto a los Costos de Estancia Hospitalaria de Pacientes sin Tecnología.

Cuadro 4.15

AÑO	COSTO TECNOLOGÍA	COSTO MANT. (PREVENTIVO Y CORRECTIVO)	COSTO TOTAL	COSTO PROMEDIO PACIENTE COMPLICADO	TOTAL DE PACIENTES COMPLICADOS	COSTO TOTAL DE PACIENTES COMPLICADOS
1	\$56,000.00	\$4,550.00	\$60,550.00	\$4,600.57	5	\$23,002.85
2	\$50,400.00	\$4,550.00	\$54,950.00	\$9,228.00	5	\$46,140.00
3	\$44,800.00	\$4,550.00	\$49,350.00	\$30,922.35	5	\$154,611.75
4	\$39,200.00	\$4,550.00	\$43,750.00	\$30,023.00	5	\$150,114.98
5	\$33,600.00	\$4,686.50	\$38,286.50	\$23,270.81	5	\$116,354.03
6	\$28,000.00	\$4,873.96	\$32,873.96	\$24,201.64	5	\$121,008.19
7	\$22,400.00	\$5,020.18	\$27,420.18	\$24,927.69	5	\$124,638.44
8	\$16,800.00	\$5,170.78	\$21,970.78	\$25,675.52	5	\$128,377.59
9	\$11,200.00	\$5,325.91	\$16,525.91	\$26,445.78	5	\$132,228.92
10	\$5,600.00	\$5,485.69	\$11,085.69	\$27,239.16	5	\$136,195.79
COSTO GLOBAL DE LOS SISTEMAS			\$356,763.02	COSTO TOTAL DE ESTANCIA PACIENTE SIN TECNOLOGÍA		\$1,132,672.50

Los costos de tecnologías presentados en los Cuadros 4.10, 4.11, 4.12, 4.14 y 4.15 contemplan la inversión inicial y la depreciación anual; para calcular la depreciación se utilizó el método de la línea recta.

En el cuadro 4.14, se han calculado los Costos Globales de los Sistemas y los Costos de Estancia Hospitalaria de Pacientes considerados como No Complicados atendidos en UCI, generados durante los diez años de vida útil de los sistemas de seguridad eléctrica; se ha tomado como muestra cinco pacientes por año, es decir, cincuenta pacientes en los diez años. La sumatoria de los costos de estas dos variables resulta \$734,320.55.

En la tabla 4.15, se tienen los costos generados durante 10 años tomando siempre cincuenta pacientes atendidos en UCI pero sin tecnologías; este costo es de \$1,132,672.50.

Si se comparan las cifras de la tabla 4.14 y la tabla 4.15, claramente se puede observar el incremento en los costos destinados a la recuperación de los pacientes tomando que, hipotéticamente, se dé una prolongación en la Estancia Hospitalaria debido a una falla en los sistemas de seguridad eléctrica; por lo tanto, desde el punto de vista económico, es conveniente para el hospital invertir en las tecnologías de seguridad eléctrica para las áreas críticas ya que esto implicaría un ahorro de \$398,351.85 durante la vida útil de las tecnologías.

Entonces queda muy claramente demostrado con los ejercicios anteriores:

1. Que un correcto cumplimiento de las normativas de seguridad eléctrica en las áreas críticas hospitalarias, unido a un adecuado mantenimiento preventivo y correctivo se traduce en eficacia total analizado desde el punto de vista social, económico e institucional.
2. Una sola complicación por año en cualquiera de estas áreas críticas observado a través de los 10 años en el modelo analizado ha significado un costo de \$226,534.51; a diferencia de \$75,511.50 que significó la inversión de atender esta misma cantidad de pacientes sin ninguna complicación; analizado bajo la perspectiva económica, esto representó para el hospital una pérdida de \$151,023.01, con lo cual pudo haberse costado el 42% de la inversión inicial más los costos de sostenimiento de los sistemas de estas áreas críticas. Aún más apegado a la realidad si los complicados hubieran sido 5 pacientes por año, este gasto en los 10 años sería de \$1,132,672.55, comparada esta cifra con la inversión realizada si estos 5 pacientes por año en los 10 años no se hubieran complicado la inversión sería de \$377,557.53 haciendo una diferencia de \$755,115.02, cifra que permitiría en estos mismos 10 años comprar 2 veces la tecnología completa con su respectivo mantenimiento preventivo y correctivo.
3. Aunado con lo anterior, el eficiente cumplimiento de estas normativas también se traduce en beneficios sociales: al trabajador de salud, a la familia, y a la sociedad.

C A P Í T U L O V : ANÁLISIS DE LA SEGURIDAD DE LAS REDES ELÉCTRICAS EN ÁREAS CRÍTICAS HOSPITALARIAS.

5.1 Introducción.

Como se ha mencionado reiteradamente a lo largo de este documento, los sistemas eléctricos en las áreas críticas dentro de un hospital juegan un papel sumamente importante en la vida de los pacientes que hacen uso de estas áreas. Este papel protagónico no radica solamente en el hecho que por medio de la electricidad se es capaz de aplicar la tecnología necesaria para el sostenimiento de vida así como también toda aquella tecnología empleada para la recuperación de los pacientes, sino, que en numerosas ocasiones, el funcionamiento adecuado de los sistemas eléctricos, puede hacer la diferencia entre la vida y la muerte de los pacientes. En el presente capítulo, se definen las pruebas básicas necesarias a realizar a los sistemas de electricidad que suministran a las áreas críticas, así como las herramientas y equipamiento para poder llevarlas a cabo; de la misma forma, se definen las pruebas de seguridad eléctrica a realizar al equipamiento biomédico, y dispositivos que entran en contacto directo con los pacientes.

Se ha considerado como parte complementaria, establecer la influencia y consecuencias que se dan en las tecnologías de seguridad eléctrica cuando el suministro energético no presenta la calidad necesaria, es decir, cuando éste se ve afectado por la distorsión armónica.

Finalmente, se presentan los resultados obtenidos a partir de la aplicación de las guías de seguridad diseñadas para determinar el grado de seguridad eléctrica de las Áreas Críticas hospitalarias de las instituciones establecidas.

5.2 Inspección, Mantenimiento y Prueba de Seguridad de Sistemas Eléctricos.

5.2.1 Equipo de Prueba.

- Medidor de Resistencia de Tierra.

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

Los ohmiómetros ordinarios no tienen suficiente voltaje y no distinguen la resistencia de aterrizaje de la resistencia de los electrodos que se ocupan para efectuar la medición., por lo tanto, se acepta una exactitud de +/- 25%, a consecuencia de la gran cantidad de variables que intervienen. En la figura 5.1 se tienen el equipo medidor de resistencia a tierra así como sus accesorios.



Figura 5.1 Medidor de Tierra

Fuente: AEMC Instruments

Se deben efectuar pruebas periódicas para verificar si la resistencia permanece constante o aumenta. Si esta aumenta a valores muy altos, se debe pensar en instalar electrodos adicionales, incrementar el contenido de humedad o darle tratamiento químico.

Existen dos tipos de medidas de resistencia de tierra; el método de dos y cuatro puntos. El método de los dos puntos consiste en medir una simple resistencia entre los dos puntos, en la figura 5.2 se muestra un esquema simplificado para esta prueba. Para la mayoría de las aplicaciones, el método más exacto es el de los cuatro puntos, como su nombre lo indica, requiere la inserción de cuatro electrodos de tierra en línea y a igual distancia dentro del área de prueba.

Una corriente conocida generada, desde un transformador de corriente, es pasada entre los dos electrodos de salida. La caída de potencial (que es función de la resistencia) es entonces medida a través de los dos electrodos de entrada, la lectura se obtiene directamente en ohmios.

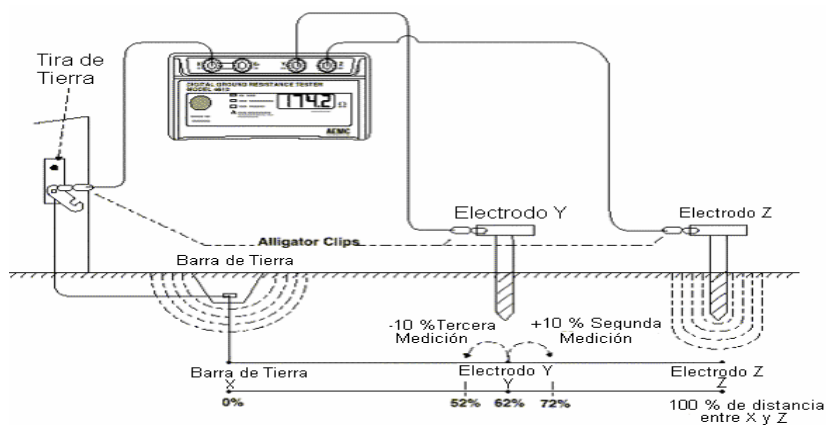


Figura 5.2. Esquema para la medición de Resistencia de Tierra Digital.

Fuente: AEMC Instruments.

- Tenaza Medidora de Resistencia a Tierra.



Figura 5.3 Tenaza para medir Resistencia a Tierra

Fuente: AEMC Instruments

Este método de medida es innovador, véase figura 5.3. Ofrece la capacidad de medir la resistencia sin necesidad de desconectar el sistema de tierra. Este tipo de mediciones ofrece también la ventaja de incluir las conexiones de resistencia global de aterrizamiento.

- Analizador de Seguridad Eléctrica.

El analizador de seguridad es un instrumento de medición de autoajuste, de precisión, portátil, diseñado para que el usuario sea capaz de investigar y registrar datos de peligros eléctricos en el hospital.

Un ejemplo de analizador de seguridad eléctrica se muestra en la figura 5.4.

Ejecuta pruebas de seguridad a equipos que operan con energía eléctrica, instalación alámbrica a tierra, y sistemas de energía aislados. Puede simular probables condiciones de falla, tales como pérdida de tierra en el equipo y polaridad del receptáculo de energía invertida. De acuerdo con la norma de la Association for the Advancement of Medical Instrumentation (Asociación para el Avance de la instrumentación Médica) de 1975, "Safe Current Limits" (Límites de Corriente de Seguridad), la mayoría de las unidades tienen una impedancia de entrada de 1.0 K Ω . El analizador de seguridad proporciona la gama completa de instrumentación necesaria para evaluar en forma global el nivel de peligro eléctrico en el que se encuentra un paciente o un operador, incluyendo al paciente eléctricamente susceptible.



Figura 5.4 Analizador de Seguridad Eléctrica.

Fuente: Quadtech

- Probador de Circuito de Tomacorrientes.

Los tomacorrientes deben tener una conexión adecuada y poseer los valores de tensión para los que se han diseñado. Los tomacorrientes deben constar de tres terminales (activo, neutro y tierra) por lo que pueden producirse diversas fallas:

- ✓ Alguna conexión abierta o inexistente (3 casos posibles).
- ✓ Cables intercambiados (3 casos posibles).

En la figura 5.5 se muestra un dispositivo para comprobar el estado del tomacorriente. En este caso posee tres led con lo que puede detectar hasta 8 situaciones diferentes (2^3) de las 4^3 posibles (existen tres contactos y cada uno puede tener 4 estados: abierto, activo, neutro y tierra). Y en el cuadro 5.1, se representan las posibles condiciones a obtener a partir de esta prueba.

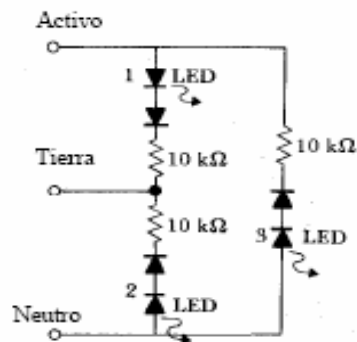


Figura 5.5 Dispositivo para comprobación de estado de toma corriente.

Fuente: Seguridad Eléctrica. R. Navarro, U. Alcalá, España

	LED1	LED2	LED3
Activo Abierto (todos conectados a activo)	○	○	○
Neutro Abierto	●	○	○
Posible no Cableado	○	●	○
Tierra Abierta	○	○	●
Activo / Tierra Invertidos	●	●	○
Correcto (o Tierra / Neutro Invertidos)	●	○	●
Activo / Neutro Invertidos	○	●	●
Activo Abierto y el Neutro es el Activo	●	●	●

● LED Encendido

○ LED Apagado

Cuadro 5.1 Equipo para comprobar el estado de los tomacorrientes.

Fuente: Seguridad Eléctrica. R. Navarro, U. Alcalá, España

▪ Probador de Contacto de Receptáculo.

El probador de tensión de receptáculo de graduación mecánica de resorte indica la tensión con la que un receptáculo de energía hace salir las terminales y la espiga a tierra de una clavija de fijación.

Esta indicación de la condición del receptáculo se mide determinando las fuerzas requeridas para sacar la terminal o la espiga del receptáculo. Las tensiones sobre las terminales viva y neutra se miden simultáneamente en graduaciones individuales de resorte. La tensión sobre la espiga a tierra se mide por separado.

- Instrumentación Adicional.

Otros instrumentos necesarios para pruebas de seguridad y ejecución incluyen lo siguiente:

- ✓ Un probador de desfibrilador, el cual mide la energía de salida de un desfibrilador.
- ✓ Un probador de electrocirugía, que mide la corriente de salida de una unidad de electrocirugía.
- ✓ Equipo de prueba de ejecución, que incluye generador de función, osciloscopio y multímetro.

5.2.2 Inspección de Receptáculos.

Todos los receptáculos eléctricos, deben inspeccionarse para verificar lo siguiente:

- ✓ Cableado interno correcto. Los conductores activo, neutro y a tierra deben conectarse a los contactos de receptáculo apropiados.
- ✓ Voltaje de línea. El voltaje de línea debe ser de 100 V mínimo y de 130 V máximo (para servicios de 115 V).

Un receptáculo no pasa la inspección si no logra cumplir con los criterios establecidos por las pruebas anteriores o si hay un daño físico a la placa o al receptáculo.

5.2.3 Condiciones Mecánicas.

Cuando un receptáculo sufre un severo astillamiento o se rompe, éste debe reemplazarse. Si la placa de cubierta se quiebra, también se debe reemplazar. Placas de cubierta no conductora montadas con tornillos de nylon mejoran la seguridad eléctrica, eliminando superficies conductoras expuestas conectadas a tierra. Cualquier sensación de calor que se note al tocar la superficie de un receptáculo o al desconectar el equipo debe ser inspeccionada a conciencia.

Un defecto en el equipo que haga que consuma corriente excesiva, o conexiones deficientes dentro de la clavija de fijación, deben quedar reparados antes de reemplazar el receptáculo. El calentamiento dentro de un receptáculo puede ser provocado por diversas deficiencias, por ejemplo, una alta resistencia en el contacto del receptáculo debida al uso, daño o alambres sueltos (especialmente si se han empleado técnicas inadecuadas con alambre de aluminio).

5.3 Pruebas de Seguridad en Equipos Biomédicos.

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

- Resistencia Fin de Tierra - Chasis del Equipo.

La resistencia entre la tierra del tomacorriente y el chasis del equipo o cualquier punto metálico externo no debe superar 0.15Ω . En la figura 5.6 se puede observar este hecho.

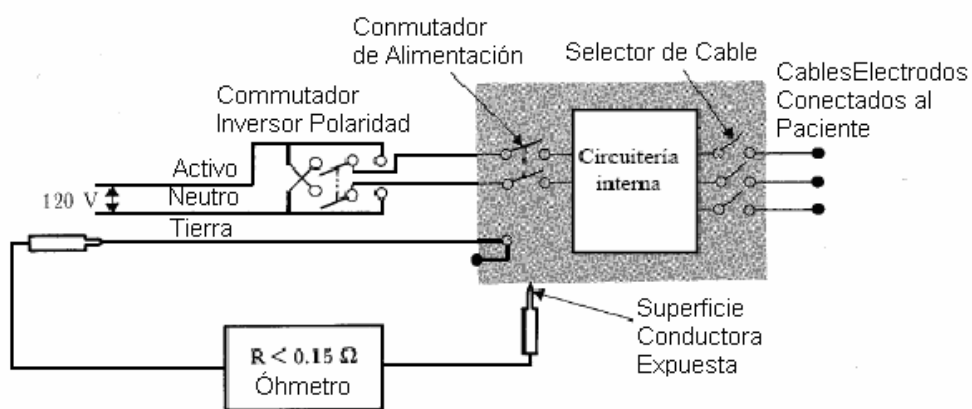


Figura 5.6 Comprobación de la resistencia tierra-chasis del equipo.

Fuente: Seguridad Eléctrica. R. Navarro, U. Alcalá, España.

- Corrientes de Fuga del Chasis.

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

En la figura 5.7 se muestra un esquema de un equipo para comprobar la corriente de fuga del chasis. La comprobación de esta corriente debe realizarse para cualquier polaridad de la tensión de alimentación o cuando el equipo está funcionando (ON) o está apagado (OFF).

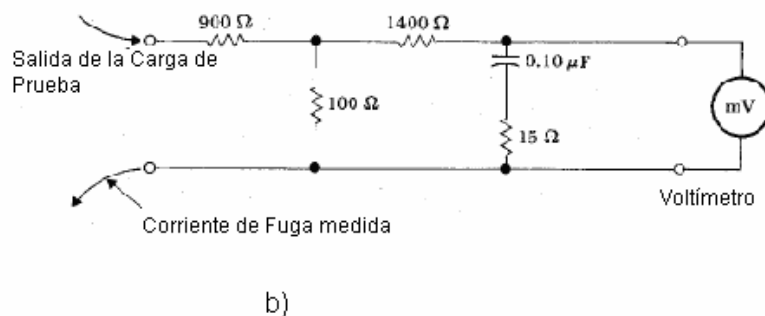
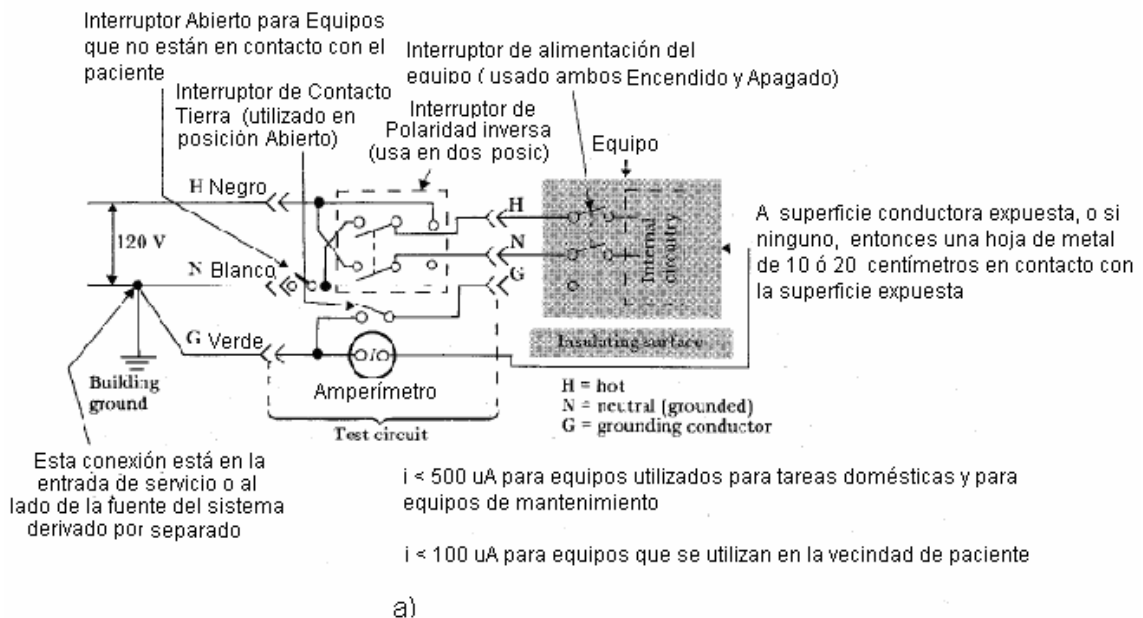


Figura 5.7 a) Comprobación de la corriente de fugas del chasis. b) Circuito que se utiliza para medir la corriente de fugas.

Fuente: Seguridad Eléctrica. R. Navarro, U. Alcalá, España

- Corrientes de Fugas en los Cables del Paciente.

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

La corriente de fuga en este caso debe ser inferior a $50 \mu\text{A}$. En cables aislados esta corriente debe ser inferior a $10 \mu\text{A}$. Estos electrodos o cables aislados deben utilizarse para conectar catéteres o electrodos en el corazón. Para medir estas corrientes debe estar conectado el paciente tal y como puede apreciarse en la figura 5.8.

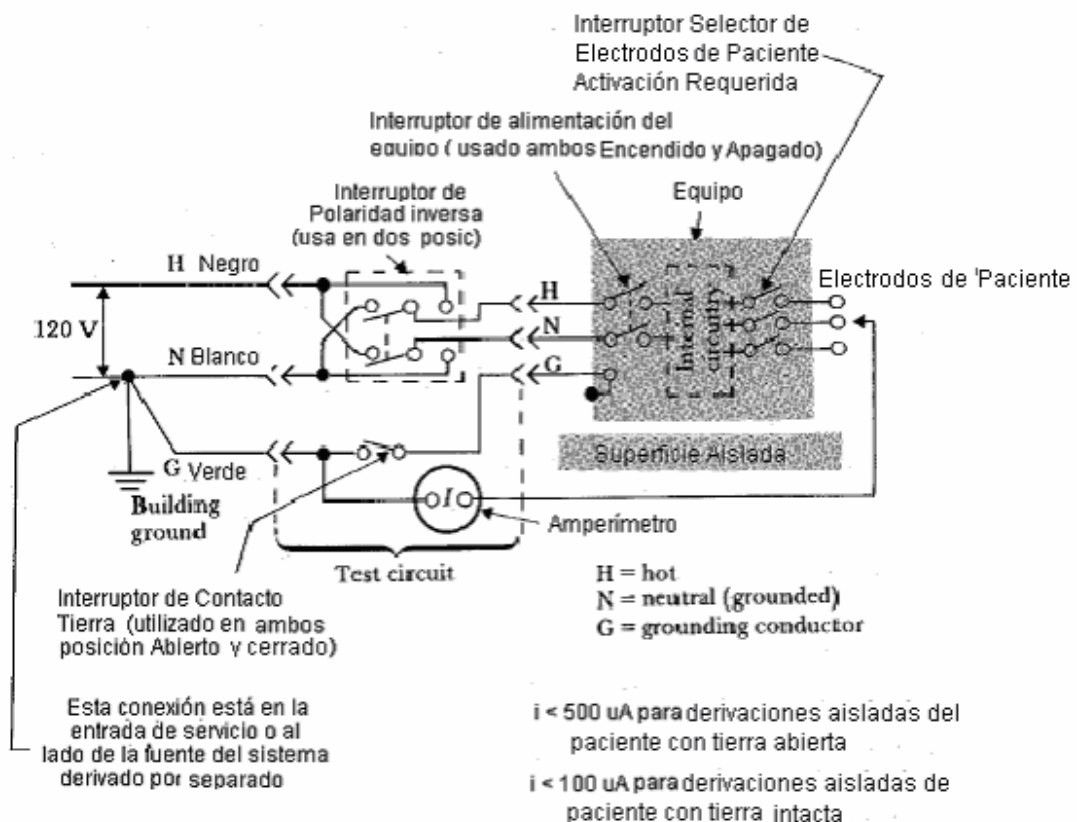


Figura 5.8 Comprobación de la corriente de fuga de los hilos conectados al paciente.

Fuente: Seguridad Eléctrica. R. Navarro, U. Alcalá, España

Corrientes de fuga también pueden producirse entre pares de electrodos o entre cada uno y los demás. En la figura 5.9 se muestra un circuito para realizar esta medida.

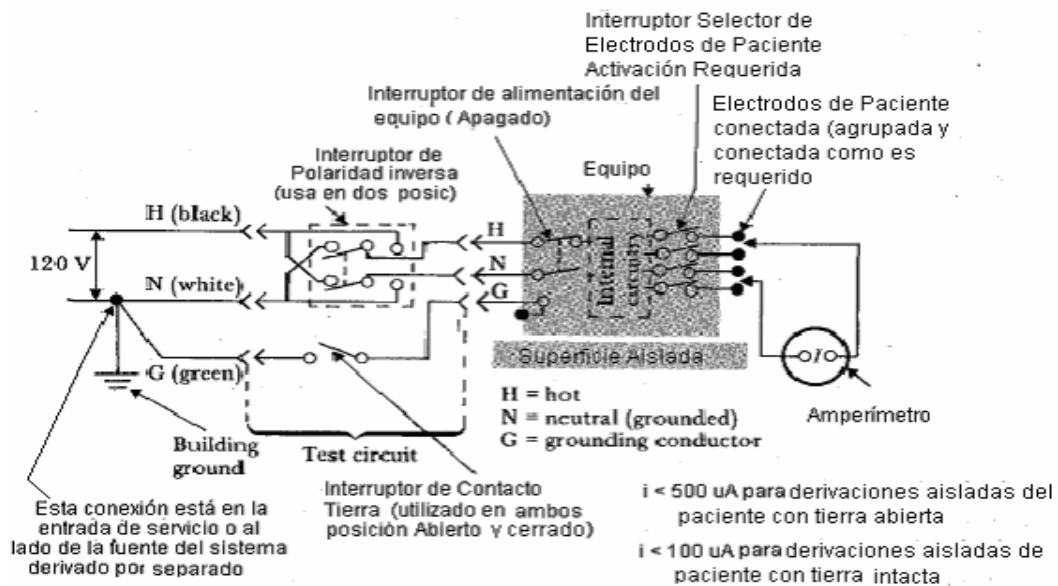


Figura 5.9 Comprobación de las fugas entre los cables conectados al paciente.

Fuente: Seguridad Eléctrica. R. Navarro, U. Alcalá, España

Finalmente, puede producirse corrientes de fugas a través de los cables del paciente hacia tierra si se aplicase una tensión de alimentación donde el paciente se colocaría. De esta manera puede comprobarse el aislamiento electrodos-tierra ante conexiones de la red a cada electrodo. La figura 5.10 muestra un circuito para realizar esta medida.

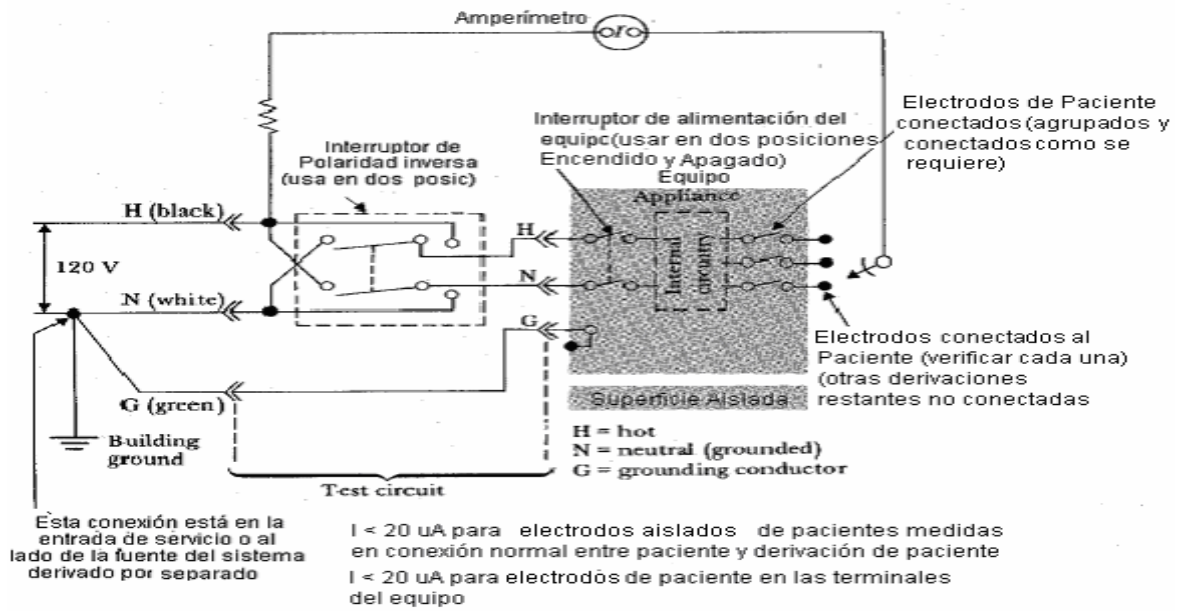


Figura 5.10 Comprobación del aislamiento electrodo-tierra a una tensión igual a la de la red.

Fuente: Seguridad Eléctrica. R. Navarro, U. Alcalá, España

5.4 Análisis de la Seguridad Eléctrica en Áreas Críticas Hospitalarias.

Para conocer el nivel de seguridad que brindan los sistemas eléctricos de las Áreas Críticas es necesario conocer el grado de cumplimiento a las normas de seguridad eléctrica de dichas áreas; esto puede determinarse por medio del diseño e implementación de guías de seguridad eléctrica basadas en las normativas que rigen estas áreas; a través de estas guías será posible establecer un criterio a partir del cual podrán ser analizados los resultados obtenidos.

La implementación de estas guías se llevará a cabo en dos instituciones de salud:

- ✓ Hospital Nacional Zacamil “Dr. Juan José Fernández”.
- ✓ Hospital General del Instituto Salvadoreño del Seguro Social.

5.4.1 Análisis de la Seguridad Eléctrica en el Hospital Nacional Zacamil “Dr. Juan José Fernández”.

Para determinar el estado de los sistemas de seguridad eléctrica del Hospital Nacional Zacamil se realizaron visitas técnicas en las siguientes áreas críticas: Sala de Operación, Unidad de Cuidados Especiales, Sala de Partos y Recuperación. Los datos recolectados se presentan al final del documento, dentro de Anexos. A continuación se hace una descripción general de los resultados:

5.4.1.1 Sala de Operación.

Cada quirófano del hospital posee un transformador de aislamiento, cuyas características técnicas son:

- Marca: Siemens.
- País de Fabricación: Alemania.

- Modelo: 7VC1626-4AA.
- Tipo: Seco.
- Protección: Tipo Pantalla.
- Temperatura de Funcionamiento: 55 °C.
- Frecuencia: 50 / 60 Hz.
- Potencia: 3.5 KVA.
- Corriente de Fuga: 10 uA.

Los transformadores se encuentran ubicados en el pasillo del área negra, cada uno se encontró dentro de un gabinete metálico para su protección; el tablero se encontró en buen estado, debidamente señalizado. El tablero posee 8 protecciones:

- 4 Protecciones de 10 A.
- 3 Protecciones de 16 A.

Así, se tiene una protección para cada tomacorrientes en algunos quirófanos, y dos tomacorrientes para cada protección en otros, por lo tanto, todos los equipos que se conecten estarán alimentados por el transformador de aislamiento y conectados a la planta de emergencia, a excepción de las luminarias que solamente se encuentra conectada a la planta de emergencia.

El equipamiento encontrado en los 4 quirófanos son:

- 4 Bombas de Succión marca VACUSON.
- 4 Electrocauterios modelo STATOME 82 AV marca EMC, Francia.
- 4 Monitores de Signos Vitales modelo DATASCOPE marca PASSPORT.
- 2 Ventiladores marca Ohmeda modelo 7800.
- 2 Caja Eléctrica marca Ohmeda modelo Excel, el cual posee 6 tomacorrientes polarizados, 3 de los cuales son de grado hospitalario; la corriente total de riesgo del chasis no debe exceder 100 uA.
- 6 Lámparas Cialíticas marca ANGENIEUX modelo AX4.

En cuanto a los tomacorrientes encontrados en cada quirófano se tiene:

▪ **Quirófano 1**

- ✓ Posee 15 tomacorrientes: 13 de 120 V y 2 de 220 V; ninguno es de grado hospitalario; se obtuvo a partir de las pruebas de polaridad que todos los tomacorrientes estaban correctamente polarizados, sin embargo, 4 tomacorrientes presentaron falso contacto. La altura de instalación es de 1.35 m para 14 tomas y 1 toma se encuentra instalado a 1.80 m. El valor de la resistencia de los tomacorrientes no pudo ser determinada debido a la falta del equipo necesario para ello. Se observó cierto grado de deterioro en los tomas.

▪ **Quirófano 2**

- ✓ Posee 14 tomacorrientes: 12 de 120 V y 2 de 220 V; ninguno es de grado hospitalario; se obtuvo a partir de las pruebas de polaridad los siguientes resultados:
 - 2 Tomacorrientes con Tierra abierta.
 - 6 Tomacorrientes con Neutro abierto.
 - 1 Tomacorriente con Línea Viva y Neutro invertido.
 - 2 Tomacorrientes se encontraron con polarización correcta.
- ✓ La altura de instalación es de 1.35 m para 12 tomas y 2 tomas se encuentran instalados a 1.80 m. El valor de la resistencia de los tomacorrientes no pudo ser determinada debido a la falta del equipo necesario para ello. Se encontró 3 placas quebradas. Uno de los tomacorrientes no posee cubierta, uno se encuentra averiado y no pudo comprobarse su polaridad.

- **Quirófano 3**

- ✓ Posee 15 tomacorrientes: 13 de 120 V y 2 de 220 V; ninguno es de grado hospitalario; se obtuvo a partir de las pruebas de polaridad que todos los tomacorrientes estaban correctamente polarizados. La altura de instalación es de 1.35 m para 14 tomas y 1 toma se encuentra instalado a 1.80 m. El valor de la resistencia de los tomacorrientes no pudo ser determinada debido a la falta del equipo necesario para ello. Se observó cierto grado de deterioro en uno de los tomas.

- **Quirófano 4**

- ✓ Posee 8 tomacorrientes: 7 de 120 V y 1 de 220 V; ninguno es de grado hospitalario; se obtuvo a partir de las pruebas de polaridad que todos los tomacorrientes estaban correctamente polarizados.

La altura de instalación es de 1.35 m para 7 tomas y 1 toma se encuentra instalado a 1.80 m.

El valor de la resistencia de los tomacorrientes no pudo ser determinada debido a la falta del equipo necesario para ello. Se observó cierto grado de deterioro en uno de los tomas.

Cada uno de los quirófanos tiene instalado un monitor de fallas contra corrientes de fuga y contra fallas del sistema eléctrico; éste funciona únicamente activándose cuando ocurre cualquiera de las fallas mencionadas anteriormente, enviando una alarma audible y visual, mediante led's sin interrumpir la alimentación eléctrica. Este equipo no posee placa de datos técnicos en ninguno de los casos. Todos los monitores de falla se encontraron funcionando normalmente, aunque el estado físico denotaba cierto deterioro causado por corrosión.

En relación a los pisos conductivos se encontró en los cuatro quirófanos poseen el mismo tipo de cerámica la cual aparentemente se trata del tipo comercial, sin embargo, de parte del personal técnico de la institución expresó que se trata de cerámica conductiva. El piso se evidenció con leve deterioro ya que se encontraron algunas de las cerámicas quebradas.

5.4.1.2 Sala de Partos.

- El quirófano posee un transformador de aislamiento, el cual se encuentra ubicado a un costado dentro del mismo, no se pudo constatar la información sobre el transformador, únicamente se pudo observar su gabinete; la información verbal brindada establece que el transformador posee las mismas características técnicas de los transformadores para sala de operación. De ser correcta esta afirmación, entonces se tendría una protección para cada tomacorrientes. Las luminarias no están conectadas al transformador de aislamiento.

Dentro del quirófano se tiene un monitor de falla y de corriente de fuga, el cual no posee datos de placa. El monitor consta de alarma visual y auditiva; al activarse las alarmas éste no desconecta la alimentación eléctrica. Su funcionamiento se encontró normal, aunque muy deteriorado en su estado físico y dañado debido a corrosión.

Dentro del quirófano se tienen los siguientes equipos:

- 1 Bomba de Succión marca VACUSON.
- 1 Electrocauterio modelo STATOME 82 AV marca EMC, Francia.
- 1 Monitor de Signos Vitales modelo DATASCOPE marca PASSPORT.
- 1 Ventilador marca Ohmeda modelo 7800.
- 1 Caja Eléctrica marca Ohmeda modelo Excel, el cual posee 6 tomacorrientes polarizados, 3 de los cuales son de grado hospitalario; la corriente total de riesgo del chasis no debe exceder 100 uA.
- 1 Lámpara Cialítica sin datos de placa.

En relación a los tomacorrientes se encontró:

- El quirófano posee 11 tomacorrientes: 10 de 120 V y 1 de 220 V; ninguno es de grado hospitalario; se obtuvo a partir de las pruebas de polaridad los resultados siguientes:
 - ✓ 1 Tomacorrientes tenía el pin de Tierra quebrado.
 - ✓ 1 Tomacorrientes con Tierra abierta.
 - ✓ 1 Tomacorriente con falso contacto.
 - ✓ 8 Tomacorrientes se encontraron con polarización correcta.

- La altura de instalación de los 15 tomacorrientes es de 1.50 m El valor de la resistencia de los tomacorrientes no pudo ser determinada debido a la falta del equipamiento necesario para ello. Se observó cierto grado de deterioro en algunos tomas.

Dentro del quirófano se encuentra instalado un monitor de fallas contra corrientes de fuga y contra fallas del sistema eléctrico; éste funciona únicamente activándose cuando ocurre cualquiera de las fallas mencionadas anteriormente, enviando una alarma audible y visual, mediante led's sin interrumpir la alimentación eléctrica. Este equipo no posee placa de datos técnicos. El monitor de falla se encontró funcionando normalmente, aunque el estado físico denotaba cierto deterioro causado por corrosión.

El piso del quirófano es de cerámica comercial aparentemente, y es diferente a las encontradas en los quirófanos de sala de operación. Algunas de las cerámicas se encontraron quebradas.

5.4.1.3 Unidad de Cuidados Intensivos.

La denominación para esta área por parte del hospital es de Unidad de Cuidados Especiales (UCE), la cual tiene una capacidad para 6 camas.

Esta área posee un transformador de aislamiento, el cual se encuentra ubicado en la antesala de UCE, no se pudo constatar la información sobre el transformador, únicamente se pudo observar su gabinete; la información verbal brindada establece que el transformador posee las mismas características técnicas de los transformadores para sala de operación. De ser correcta esta afirmación, entonces se tendría una protección para cada tomacorrientes. Dentro del quirófano se tiene un monitor de falla y de corriente de fuga, el cual no posee datos de placa. El monitor consta de alarma visual y auditiva; al activarse las alarmas éste no desconecta la alimentación eléctrica. Se encontró fuera de servicio y su estado general era muy deteriorado.

Se encontraron los siguientes equipos:

- 4 Monitores de Signos Vitales modelo SIRECUST marca Siemens.
- 5 Bomba de Infusión Abbott / Shaw LifeCare Micro.

En cuanto a los tomacorrientes se encontró:

- ✓ 16 tomacorrientes: 13 de 120 V y 3 de 220 V; ninguno es de grado hospitalario; únicamente pudo observarse el estado físico y medirse la altura de instalación de los mismos debido a que todos estos se encontraban utilizados.
- ✓ La altura de instalación de los 13 tomacorrientes es de 1.55 m Se observó cierto grado de deterioro en algunos tomas.

El tipo de piso encontrado es común al resto de las instalaciones de esta institución.

5.4.1.4 Recuperación.

Dentro de estas instalaciones se encontró 8 tomas, no se pudo realizar ninguna prueba ya que la unidad estaba totalmente ocupada, ésta tiene una capacidad para 4 camas. Se observó que algunos de los tomas no estaban ajustados adecuadamente a la pared. El tipo de piso es el mismo utilizado en el resto de las instalaciones hospitalarias.

En el cuadro 5.2 y 5.3 se resumen los resultados descritos anteriormente,

Cuadro 5.2 Resultados obtenidos del Hospital Nacional Zacamil “Dr. Juan José Fernández”.

Servicio	Tomacorrientes Grado Hospitalario	Transformador de Aislamiento	LIM (Dentro de Panel de Aislamiento)	Monitor de Falla y Corrientes de Fuga (Dentro de las Áreas)	Pisos Conductivos
Sala de Operación	Ninguno	Si	Si	Si	No (Aparentemente)
Recuperación	Ninguno	No	No	No	No
Sala de Partos	Ninguno	Si	Si	Si	No (Aparentemente)
UCE	Ninguno	Si	Si	Si	No

Cuadro 5.3 Resultados obtenidos del Hospital Nacional Zacamil “Dr. Juan José Fernández”.

Servicio	Estado de Tomacorrientes	Estado de Transformador de Aislamiento	Monitor de Falla y Corrientes de Fuga (Dentro de las Áreas)	Estado de LIM	Estado de Pisos Conductivos
Sala de Operación	<p>Para Q1, Q3 y Q4:</p> <ul style="list-style-type: none"> ▪ Polaridad correcta (15 tomas para Q1 y Q3; 8 para Q4). ▪ En Q1 se encontró 4 tomas con falso contacto. ▪ Estado general era adecuado, a excepción de 1 en Q3 y 1 en Q4. <p>Para Q2:</p> <ul style="list-style-type: none"> ▪ Se encontró 2 tomas con Tierra Abierta, 6 con Neutro Abierto, 1 con Línea Viva y Neutro invertida y 2 con polarización correcta. ▪ 1 Toma sin cubierta, 1 averiado. 	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Funcionamiento Normal. ▪ Se encontró en buen estado físico. ▪ Debidamente señalizado. ▪ Gabinete en buen estado. ▪ Tablero en estado físico adecuado, y debidamente señalizado. 	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Funcionamiento normal en Q1, Q2, Q3 y Q4. ▪ Estado físico deteriorado por corrosión. 	<ul style="list-style-type: none"> ▪ En Q1, Q2 y Q3, se encontró los LIM funcionando adecuadamente. ▪ En Q4 se encontró LIM con alarma visual activada. ▪ Buen estado físico en general. 	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Cerámica Deteriorada en los cuatro quirófanos. ▪ Cerámicas quebradas.
Recup.	<ul style="list-style-type: none"> ▪ No se hizo pruebas de polarización. ▪ Algunos tomas no estaban instalados adecuadamente. 	No	No	No	No

Servicio	Estado de Tomacorrientes	Estado de Transformador de Aislamiento	Monitor de Falla y Corrientes de Fuga (Dentro de las Áreas)	Estado de LIM	Estado de Pisos Conductivos
Sala de Partos	<ul style="list-style-type: none"> ▪ 1 toma con pin de tierra quebrado. ▪ 1 toma con Tierra Abierta. ▪ 1 toma con falso contacto. ▪ 8 con polaridad correcta. ▪ Placas deterioradas por corrosión. 	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Gabinete en buen estado. ▪ Funcionando normalmente. <p>Aparentemente:</p> <ul style="list-style-type: none"> ▪ Buen estado físico. ▪ Debidamente señalado. ▪ Tablero en estado físico adecuado, y debidamente señalado. 	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Funcionamiento normal. ▪ Deterioro físico por corrosión. 	<p>Aparentemente:</p> <ul style="list-style-type: none"> ▪ En buen estado. ▪ Funcionando adecuadamente. 	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Cerámicas rotas y deterioradas.
UCE	<ul style="list-style-type: none"> ▪ No se hizo pruebas de polarización. ▪ Algunos tomas deteriorados. 	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Gabinete en buen estado. ▪ Funcionando normalmente. <p>Aparentemente:</p> <ul style="list-style-type: none"> ▪ Buen estado físico. ▪ Debidamente señalado. ▪ Tablero en estado físico adecuado, y debidamente señalado. 	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Buen estado físico. ▪ Se encontró fuera de funcionamiento. 	<p>Aparentemente:</p> <ul style="list-style-type: none"> ▪ En buen estado. ▪ Funcionando adecuadamente. 	No

A partir de la información presentada se puede observar que en las Áreas Críticas se tiene cierto grado de cumplimiento de las normas de seguridad eléctrica, ya que la mayoría de ellas cuenta:

- Transformador de Aislamiento de Línea, cuyo valor de potencia es el adecuado, cumpliendo con el artículo 517-61 literal A, numeral 5 y artículo 517-160 de la normativa establecida por el National Electrical Code (NEC); también el valor de la corriente de fuga se encuentra dentro de las normas de seguridad establecidas;
- Monitor de Aislamiento de Línea, cumpliendo con las características expuestas en el artículo 517-160, a excepción del umbral de corriente de peligro el cual no pudo determinarse.
- Monitor de Falla y Corriente de Fuga, cumpliendo con artículo 517-61.

Es importante recordar que el empleo de Paneles de Aislamiento exige también el empleo de pisos conductivos, de lo contrario, este esfuerzo no daría ningún resultado, ya que estas dos tecnologías actúan de forma conjunta, y de acuerdo a lo observado en las visitas técnicas realizadas, el hospital no posee piso conductivo en ninguna de las áreas estudiadas.

Es de señalar también, que ninguna de las Áreas Críticas posee instalado tomacorrientes de grado hospitalario, por lo que se estaría faltando al artículo 517-18 literales (B) y (C) del NEC, lo cual podría generar problemas de aterrizaje ya sea al conectar o desconectar los equipos, ya que los tomas grado hospitalario, procuran un aterrizaje continuo.

5.4.2 Análisis de la Seguridad Eléctrica en el Hospital General del Instituto Salvadoreño del Seguro Social.

En las visitas técnicas realizadas al Hospital General del ISSS, se tuvo restringido el acceso a las Áreas Críticas por parte de las autoridades del Hospital, por lo que no se pudo determinar el estado de los sistemas de seguridad eléctrica, ni de las instalaciones eléctricas. Sin embargo, el Departamento de Mantenimiento de esta institución proporcionó la información técnica de los sistemas de seguridad eléctrica con los que cuentan las Áreas Críticas.

5.4.2.1 Transformador de Aislamiento.

Las Áreas Críticas del Hospital General del ISSS investigadas: 6 Quirófanos, 1 Sala de Recuperación, Unidad de Cuidados Intensivos, Unidad de Cuidados Intermedios, el Hospital no cuenta con Sala de Partos.

El Hospital cuenta con nueve transformadores de aislamiento, es decir, uno para cada área mencionada anteriormente. Todos los transformadores poseen las mismas características técnicas.

Características Técnicas:

- Marca: Post Glover / Halsey.
- País de Fabricación: Estados Unidos.
- Modelo: IDC.
- Protección: Barrera Electrostática.
- Frecuencia: 60 Hz.
- Potencia: 3.5 KVA.
- Corriente de Fuga: 10 uA.

Las Áreas Críticas poseen el Panel de Aislamiento modelo IDC; el cual contiene los elementos básicos de un sistema de energía aislado: Transformador de Aislamiento, Monitor de Aislamiento de Línea, Interruptores del Tablero y Barra de Tierra. Este Panel también puede alimentar módulos de receptáculos remotos.

Los transformadores se encuentran instalados dentro de cada una de las instalaciones de las áreas críticas (quirófano, recuperación, UCI, Unidad de Cuidados Intermedios). Cada uno de ellos, posee una caja de lámina de acero galvanizada, diseñada para montarse en la pared; dentro de ella se tiene el transformador de aislamiento, el monitor de aislamiento de línea y el centro de carga del tablero. Cada tablero posee 10 protecciones de 10 A; de las cuales sólo se utilizan 8; contando con 2 protecciones reservadas para casos de emergencia o cuando su uso se considere necesario.

Todas las instalaciones eléctricas dentro de las áreas críticas se encuentran alimentadas por el transformador de aislamiento, incluyendo las luminarias y las lámparas cialíticas. También, todas las áreas críticas están conectadas a la Planta de Emergencia.

5.4.2.2 Monitor de Aislamiento de Línea.

En cada área se cuenta con un monitor de aislamiento de línea marca PostGlover / Halsey, modelo Mark III, el cual ofrece supervisión continua. La señal del monitor es visible al frente del panel, posee un nivel de monitoreo de 2 ó 5 mA para la alarma, sensible a corrientes de peligro de 25 μ A., su medición es analógica; posee lámpara indicadora con led, el monitor es sensible a pérdida de Tierra.

5.4.2.3 Piso Conductivo.

El piso conductivo consiste en pintura epóxica conductiva, la cual se utiliza en los 6 quirófanos. Las Áreas de Unidad de Cuidados Intensivos, Unidad de Cuidados Intermedios y Recuperación no poseen piso conductivo.

El análisis realizado para el Hospital General del ISSS con respecto al cumplimiento de las normas de seguridad eléctrica, difiere con el efectuado para Hospital Nacional Zacamil, ya que en el Hospital General del ISSS no pudieron ejecutarse pruebas de polarización en los tomacorrientes, verificar la altura de instalación de los mismos, ni pudo observarse el estado físico de las instalaciones de las Áreas Críticas, incluyendo pisos, tomacorrientes, Monitores de Aislamiento de Línea, Transformadores de Aislamiento; por lo tanto, el análisis se registró por la información facilitada por la institución. Así se tiene que en las Áreas Críticas se cumplen con las normas de seguridad eléctrica de la manera siguiente:

- Transformador de Aislamiento de Línea, cuyo valor de potencia es el adecuado, cumpliendo con el artículo 517-61 literal A, numeral 5 y artículo 517-160 de la normativa establecida por el National Electrical Code (NEC); también el valor de la corriente de fuga se encuentra dentro de las normas de seguridad establecidas;
- Monitor de Aislamiento de Línea, cumpliendo con las características expuestas en el artículo 517-160.
- Monitor de Falla y Corriente de Fuga, cumpliendo con artículo 517-61.

De igual forma, como se mencionó en el análisis de resultados del Hospital Nacional Zacamil, es necesario el uso de piso conductivo cuando se tiene instalado Panel de Aislamiento, ya que ambos brindan la protección necesaria para las Áreas Críticas siempre y cuando se empleen de manera simultánea.

C A P Í T U L O VI : CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES.

Conclusiones Generales.

- Por medio del análisis de costo beneficio es posible tomar decisiones más acertadas al momento de adquirir una tecnología.
- En una evaluación costo beneficio aplicado a la salud no es posible obtener un resultado cuantitativo, siendo que el estado de salud y/o su recuperación obedece más a aspectos cualitativos.
- Un adecuado cumplimiento de las normativas de seguridad eléctrica en Áreas Críticas resulta ser altamente efectiva por cuanto reduce los tiempos de estancia hospitalaria, aumenta la cobertura de atención, mejora el poder resolutivo hospitalario y permite reinvertir en nuevas tecnologías.
- Los costos de mantenimiento correctivo y preventivo casi siempre resultan ser más elevados que los costos iniciales de la inversión de las tecnologías convirtiéndose muchas veces en una limitante para su adquisición.
- El costo de adquisición de un equipo representa el 20% del costo de funcionamiento durante su vida útil.

Conclusiones relacionadas al Hospital Nacional Zacamil “Dr. Juan José Fernández”.

- Los tomacorrientes en las Áreas Críticas de Sala de Operación, Sala de Partos, Recuperación y Unidad de Cuidados Especiales del Hospital Nacional Zacamil, no son grado hospitalario, faltando a los estándares de seguridad normados.

- La altura de instalación de los tomacorrientes presentes en las Áreas Críticas analizadas, se encontraron dentro de las normas de seguridad establecidas.
- Los tomacorrientes utilizados en las Áreas Críticas estudiadas, se encontraron deteriorados.
- A pesar de lo expresado por personal Técnico de Mantenimiento de esta institución, el piso utilizado en las Áreas Críticas de Sala de Operación, Sala de Partos, Recuperación y Unidad de Cuidados Especiales del Hospital Nacional Zacamil, se determina que no es del tipo conductivo. Por lo tanto no cumple con la norma.
- Los pisos de los Quirófanos se encuentran deteriorados.
- Los Monitores de Fallas y Corrientes de Fuga instalados dentro de las Áreas Críticas estudiadas se denotaron en franco deterioro a pesar del mantenimiento preventivo y correctivo que suele dárseles.
- Los Transformadores de Aislamiento instalados en las Áreas Críticas, se encuentran en perfectas condiciones de uso y funcionamiento.
- La potencia de los Transformadores de Aislamiento y el valor de corriente de fuga se encuentran dentro de los márgenes establecidos por las normas de seguridad eléctrica.
- Se observó que no existe sobrecarga en las protecciones del panel de aislamiento en las Áreas Críticas estudiadas.
- A pesar que el área en la que se encuentran los paneles de aislamiento de las Salas de Operaciones es restringido, circula demasiado personal de limpieza por esta área, lo que puede provocar que los paneles eventualmente sean objeto de deterioro o sean manipulados por personas no autorizadas.

- El panel de aislamiento de la Unidad de Cuidados Especiales, está instalado en la antesala de esta unidad y por ser esta área no restringida, permite el contacto físico con todas las personas que ingresan a la misma: visitantes, personal de limpieza, personal de salud.

Conclusiones relacionadas al Hospital General Del Instituto Salvadoreño del Seguro Social.

- Los 6 Quirófanos con los que cuenta el Hospital General del ISSS, utilizan pintura epóxica conductiva.
- Sala de Recuperación, Unidad de Cuidados Intensivos, Unidad de Cuidados Intermedios no cuenta con piso conductivo.
- La potencia de los Transformadores de Aislamiento y el valor de corriente de fuga se encuentran dentro de los márgenes establecidos por las normas de seguridad eléctrica.
- El nivel de corriente de peligro establecido para el Monitor de Aislamiento de Línea es el adecuado, cumpliendo con las normativas de seguridad eléctrica.

Recomendaciones Generales.

- Hacer mediciones del Sistema de Tierra al menos una vez al año, ya que éste sufre desgaste debido al lugar donde se encuentra instalado.
- Debe someterse regularmente a pruebas de funcionamiento los Sistemas de Seguridad Eléctrica presentes en las Áreas Críticas.
- El estado general de las Áreas Críticas incluyen aparte del equipamiento tanto eléctrico como biomédico, pisos, placas de tomas, y otros accesorios que puedan estar presentes en estas Áreas y que intervengan de forma directa con el paciente; es por ello que se debe revisar muy minuciosamente al menos dos veces por año el estado de los mismos.

Recomendaciones relacionadas al Hospital Nacional Zacamil “Dr. Juan José Fernández”

- Es necesario realizar pruebas de conductividad a los pisos de las Áreas Críticas de Sala de Operación, Sala de Partos, Recuperación y Unidad de Cuidados Especiales. Y verificar con esto el grado de conductividad del piso.
- De no pasar las pruebas de conductividad los pisos en las Áreas Críticas de: Sala de Operación, Sala de Partos, Recuperación y Unidad de Cuidados Especiales. Se deberá aplicar la tecnología que este al alcance del Hospital para cumplir con la norma de seguridad eléctrica.

- Restringir en mayor medida el acceso a los paneles de aislamiento encontrados en las Áreas de Quirófanos y Unidad de Cuidados Especiales.
- Verificar el estado del Sistema de Puesta a Tierra.
- Mejorar las instalaciones físicas en general de las Áreas Críticas las cuales se encontraron con cierto grado de deterioro.
- Cambiar los tomacorrientes quebrados, corroídos, y averiados encontrados en las Áreas Críticas sometidas a estudio.
- Verificar el funcionamiento del Monitor de Falla y Corriente de Fuga encontrado en la Unidad de Cuidados Especiales.

Recomendaciones relacionadas al Hospital General Del Instituto Salvadoreño del Seguro Social.

- Instalar piso conductivo en las Áreas de Unidad de Cuidados Intensivos, Unidad e Cuidados Intermedios y Sala de Recuperación.
- Realizar mediciones de conductividad al piso de los Quirófanos al menos una vez al año, ya que por ser pintura epóxica conductiva, tiende a sufrir deterioro y perder sus propiedades conductivas a corto plazo.

Glosario Capítulo I

Centros Bulbares: Formaciones anatómicas neurológicas que regulan el funcionamiento vegetativo del Sistema Nervioso Autónomo; éstos presiden las funciones de respiración, circulación, secreciones y en general todas las propias de la vida de nutrición.

Circuitos Ramales: Los circuitos ramales, han sido clasificados inicialmente en dos grandes tipos: individuales o exclusivos y uso variado. Pero por otra parte de acuerdo al uso más común que se le suele dar a los ramales se suelen distinguir:

Circuitos de alumbrado: Son los circuitos utilizados para alimentar las luces de uso general y algunos artefactos de poca potencia, conectados directamente o por medio de un tomacorriente.

Circuito de Tomacorriente: Es utilizado para alimentar a los artefactos portátiles de poco o mediana potencia. Los artefactos se conectan por medio de tomacorrientes y enchufes.

Conductor Volumétrico: En un conductor sólido o volumétrico, los electrones transportan la carga por el circuito porque se pueden mover libremente por toda la red atómica. Estos electrones se conocen como electrones de conducción. La corriente eléctrica es transportada por el movimiento de los electrones.

Densidad de Corriente (J): Se define como la corriente que fluye por una unidad de sección transversal perpendicular al cuerpo humano o parte de éste, expresada en amperios por metro cuadrado (A/m^2).

Electrograma (EGM): Se entiende por electrograma al registro de la actividad eléctrica cardíaca desde la superficie del miocardio.

Necrosis: Muerte del tejido en el cuerpo y sucede por un suministro insuficiente de sangre al tejido, ya sea por lesión, irradiación o sustancias químicas. La necrosis es irreversible.

Pletismografía: Es una prueba compleja capaz de medir la cantidad de aire que se queda en el pulmón tras una espiración forzada, es decir, el denominado volumen residual. Por tanto, la pletismografía permite conocer el valor de la capacidad pulmonar total.

Tetanización de Músculos: Es un movimiento incontrolado de los músculos como resultado del paso de la corriente eléctrica, que anula la capacidad del control muscular e impide a la persona separarse del punto de contacto.

Valor Eficaz: En Electricidad y Electrónica, en corriente alterna, al valor cuadrático medio (r. m. s.) de una corriente variable se le denomina valor eficaz y su importancia se debe a que este valor es el que produce el mismo efecto calorífico que su equivalente en corriente continua.

Vasoespasmó: Contracción espasmódica de la músculo liso de la pared del vaso, causando disminución en su diámetro o calibre, y por lo tanto, del flujo sanguíneo.

Glosario Capítulo II

Fuente de Potencia Alterna: Uno o más sistemas de batería o generadores, los cuales suplen potencia eléctrica durante la interrupción de los dispositivos normales del servicio eléctrico o el servicio público.

Asistencia Médica Ambulatoria: Edificio o parte de éste que es usado para proveer asistencia médica, tratamiento a cuatro o más pacientes al mismo tiempo.

Y que cumpla cualquiera de las siguientes condiciones:

1. Aquellas instalaciones que proporcionan el tratamiento para los pacientes incapaces de tomar acción por sí mismos en condiciones de emergencia.
2. Aquellas instalaciones que proveen tratamientos quirúrgicos con anestesia general.

Áreas de Anestesia: Cualquier área que esté designada a ser usada para la administración de cualquier tipo de anestésicos ya sea inflamables o no inflamables.

Ramal Crítico: Es un subsistema del sistema de emergencia, que consiste de alimentadores y circuitos ramales que proveen energía para tareas de iluminación, circuitos especiales y receptáculos seleccionados para el servicio de áreas de asistencia de la salud.

El ramal crítico es conectado al generador, o a la fuente alterna de energía por uno o más interruptores de transferencia durante la interrupción del servicio normal de energía eléctrica.

Ramal de Defensa de la Vida: Subsistema del sistema de emergencia que suministra potencia a puntos centrales de las áreas de pacientes eléctricamente susceptibles.

Equipo Eléctrico de Soporte de Vida: Equipo eléctricamente alimentado. Su función continua es necesaria para mantener la vida del paciente.

Sistema Eléctrico Esencial: Es un sistema comprendido por fuentes de reemplazo, interruptores de transferencia, dispositivos de protección contra sobrecorriente, tableros de distribución, alimentadores, ramales, controladores de motores y todo el equipo eléctrico conectado, destinado a proporcionar la continuidad del servicio eléctrico en lugares específicos durante la interrupción del servicio primario de energía y también para reducir los efectos de una interrupción repentina dentro del sistema interno de alambrado.

Superficies Conductoras Expuestas: Aquellas superficies capaces de llevar corriente eléctrica y que son sin protección o descubiertas permitiendo el contacto personal. tura, anodización y similares no se consideran como aislamiento conveniente a menos que se definidas para tal uso.

Anestésicos Inflamables: Gases o vapores, como fluroxeno, ciclo propano, cloruro de etilo, éter de etilo, que puede formar un incendio o una explosión al mezclarse con el oxígeno del aire o gas residuales como el óxido nitroso.

Corriente Peligrosa: Para un tipo dado de conexiones en un sistema de energía aislada, es la corriente total que fluiría a través de una baja impedancia si ésta fuera conectada entre cualquier conductor aislado y tierra.

- ✓ Corriente de Falla Peligrosa: Es la corriente de un sistema aislado dado, con todos los dispositivos conectados, a excepción del monitor de aislamiento de línea.
- ✓ Monitor de Corriente Peligrosa: La corriente que fluye sólo por el monitor de aislamiento.

- ✓ **Corriente de Riesgo Total:** Es la corriente total del sistema con todos sus dispositivos conectados, incluyendo el monitor de aislamiento, cuando hay una falla a tierra.

Instalaciones de Asistencia Médica: Son los edificios o partes de éstos que son usados para la atención de pacientes como hospitales, clínicas, clínicas dentales, etc.

Hospital: Un edificio o parte de éste usado para el cuidado médico, psiquiátrico, obstétrico o quirúrgico, sobre una base de 24 horas, para cuatro o más pacientes. El hospital incluirá hospitales generales, hospitales psiquiátricos, hospitales de tuberculosis, hospitales de niños y cualquiera de las instalaciones que proporcionan el cuidado de un hospitalizado.

Sistemas de Potencia Aislado: Un sistema que comprende un transformador de aislamiento o su equivalente, un monitor de aislamiento de línea, y sus conductores de circuitos aislados. En este sistema, se elimina la conexión directa a tierra. Debido a que ningún conductor de energía es conectado a tierra, ya no se tiene línea *viva* y *neutro*, sino que se les coloca una identificación diferente como: *L1, L2 – M y N – R y S*, etc.

La corriente de cualquiera de las dos líneas sólo puede regresar a su fuente a través de la otra línea.

Circuito Ramal de Vida: Es un subsistema consistente de alimentadores y circuitos ramales, y están dispuestos a proveer potencia eléctrica adecuada y necesaria para asegurar la vida de los pacientes. Este deberá ser conectado automáticamente al generador de emergencia al existir una falla en el servicio normal de energía.

Sistema de Alimentación de Continuidad Absoluta (UPS): Es un sistema eléctrico independiente de la alimentación auxiliar, que suministra energía sin interrupción apreciable.

Estación de Enfermeras: Área en las que se realizan actividades relacionadas con el cuidado del paciente, en la estación se reciben las llamadas de los pacientes, se lleva a cabo la preparación de los cuadros de pacientes, preparación de los medicamentos para ser distribuidos a los pacientes.

Área de Paciente Cama: Localidad en la que el hospitalizado duerme; o cama o tabla utilizada para procedimientos en pacientes de áreas críticas.

Área de Cuidado de Paciente: Cualquier porción de las instalaciones para el cuidado de la salud, en donde los pacientes son examinados o tratados. Las áreas en las que se administra el cuidado médico para los pacientes se clasifican como las áreas del cuidado general o áreas de cuidado crítico, cualquiera de las cuales se puede clasificar como Localidad Húmeda. Las áreas para el cuidado del paciente se clasifican de la siguiente manera:

- ✓ **Área de Cuidado General:** Cuartos de pacientes, cuartos para examinación, cuartos de tratamientos, clínicas, y áreas similares en las que el paciente mantiene contacto con dispositivos ordinarios como sistema de llamado de enfermeras, camas eléctricas, lámparas para examinación, teléfono y dispositivos de entretenimiento. En estas áreas puede ser que los pacientes sean conectados a dispositivos electromédicos: monitores, electrocardiógrafos, líneas intravenosas, oftalmoscopios, bombas de drenaje, otoscopios, etc.
- ✓ **Área de Cuidado Crítico:** Estas áreas de cuidados especiales. Cuidados Intensivos, Unidad de Cuidados Coronarios, Laboratorio de Angiografía, Laboratorios de Cateterización Cardíaca, Sala de Partos, Sala de Operaciones, y áreas similares en las que se desarrollen procedimientos invasivos hacia el paciente y en el que sean utilizados equipos electromédicos.
- ✓ **Áreas Húmedas:** Son áreas para el cuidado del paciente que están sujetas a condiciones de humedad mientras el paciente se encuentra presente. Estas incluyen la permanencia de fluidos sobre el piso, o área de trabajo mojada, ya sea que esta condición sea íntima del paciente o del personal. Los procedimientos rutinarios de limpieza y el derramamiento fortuito de líquidos no definen una Localidad Húmeda (Área Húmeda).

Punto de Tierra Equipo Paciente: Terminal que sirve como punto de colección de tierra redundante de los dispositivos eléctricos utilizados en la vecindad del paciente o bien, poner a tierra otros artículos para eliminar problemas de interferencia electromagnética.

Vecindad del Paciente: En áreas en las que son utilizadas generalmente para el cuidado de pacientes, la vecindad del paciente es el espacio con superficies en el que es probable el contacto entre pacientes o por medio de un asistente que puede tocar al paciente.

Típicamente, en un cuarto de paciente, esta área incluye un espacio dentro del cuarto no menos de 1.8 m (6 pies) más allá del perímetro de la cama en su localización nominal, y extendiéndose verticalmente no menos de 2.3 m (7.5 pies) sobre el piso.

Punto de Referencia de Tierra: Bus de tierra del tablero o del panel del sistema de energía aislado que provee el área de cuidado del paciente; es un sistema de conductores que proporcionan una vía de retorno de baja resistencia para corrientes de fuga y de falla, de esta manera el sistema de conexión a tierra en si, previene y protege contra peligros de choque eléctrico.

Receptáculos Seleccionados: Es el mínimo número de receptáculos eléctricos utilizados por los equipos médicos requeridos en un área específica o en áreas de cuidado de emergencia.

Tareas de Iluminación: Provisión de mínima iluminación, requerida para llevar a cabo las actividades de cada área descrita anteriormente, incluyendo el acceso seguro a los equipos y acceso seguro a las salidas.

Corta Circuito: Dispositivo diseñado para abrir o cerrar un circuito por medios manuales y para abrir el circuito automáticamente a un valor determinado de corriente sin sufrir daño alguno.

Circuito Interruptor de Falla a Tierra: Dispositivo cuya función es la de interrumpir el circuito de la carga, cuando una corriente de falla a tierra excede el valor predeterminado, el cual es menor que el requerido para operar el dispositivo de protección.

Sobrecorriente: Cualquier corriente en exceso del valor del rango de corriente del equipo o la capacidad de un conductor. Resulta de sobrecargas, cortocircuitos o fallas a tierra.

Sobrecargas: Operación del equipo en exceso de lo normal, carga total. Si persiste por un tiempo considerable puede ocasionar daños por recalentamiento.

Centro de Carga: Tablero o grupo de tableros diseñados para ensamblar en ellos buses de líneas, dispositivos automáticos para el control de luces, calentadores, circuitos de fuerza. Diseñados para ser colocados en gabinetes o cajas empotradas contra la pared accesibles solo por el frente.

Glosario Capítulo III

Áreas Blancas: Distintas áreas que conforman un hospital, las cuales son: áreas blancas, grises, negras. Las áreas blancas se encuentran constituidas por Quirófanos, salas de parto, unidades de cuidados intensivos, unidades coronarias, unidades de trasplantes, neonatología, áreas de punción, de preparación de soluciones parenterales, de laboratorios, de endoscopia, etc

Carga Electroestática: La electricidad estática da lugar al conjunto de fenómenos asociados con la aparición de una carga eléctrica en la superficie de un cuerpo aislante o en cuerpo conductor aislado. Este fenómeno se produce como consecuencia del contacto, fricción y separación de electrones provenientes de dos materias de naturaleza diferente, influenciados complementariamente por las condiciones.

Disyuntor: Interruptor automático por corriente diferencial. Se emplea como dispositivo de protección contra los contactos indirectos, asociado a la puesta a tierra de las tierras.

Lámpara Cialítica: Lámpara de empleo en sala de operación.

Mármol de Tepeaca, Peñuela y Apasco: Tipos de mármol de origen mexicano, son piedras calizas en variedad de colores.

Par Capacitivo: El acoplamiento capacitivo tiene lugar, en principio, a través del campo eléctrico entre dos puntos con gran diferencia de potencial. Uno de los causas del acoplamiento capacitivo son las sobretensiones, las cuales se originan, en la mayoría de los casos, a través de maniobras de conmutación en instalaciones eléctricas y por descarga electrostática.

Pararrayos: Instrumento cuyo objetivo es atraer un rayo y canalizar la descarga eléctrica. En principio, el radio de la zona de protección de un pararrayos es igual a su altura desde el suelo, y evita los daños que puede provocar la caída de un rayo sobre otros elementos, como edificios, árboles o personas. El principio del funcionamiento de los pararrayos consiste en que la descarga electrostática se produce con mayor facilidad, siguiendo un camino de menor resistividad eléctrica, por lo cual un metal se convierte en un camino favorable al paso de la corriente eléctrica.

Tubería Conduit: Ideal para la conducción en instalaciones ocultas viene en presentación de 3 m. y en medidas de 1/2 pulgada a 4 pulgadas. Estos son hechos en PVC y en lámina galvanizada

Zoclo: Unión de losa del piso con los muros de forma curva o redondeada, de tal forma que se impida la acumulación y proliferación de bacterias en las hendiduras que normalmente existen entre estos; así como también facilitar su limpieza. Se utilizan zoclos en locales con requerimientos de asepsia (laboratorios de investigación médica y biológica, áreas quirúrgicas, salas de curaciones, etc.).

Glosario Capítulo IV

Acabado Monolítico: Característica que produce un aumento en la resistencia mecánica y química de una sustancia

Catalizador: Es una sustancia que está presente en una reacción química en contacto físico con los reactivos, y acelera, induce o propicia dicha reacción sin actuar en la misma.

Conexión Empernada: Una compresión local (superficial) de los elementos que se presionan uno sobre otro, produciendo un efecto que se conoce como aplastamiento, este puede producirse en el perno o en la placa, que son los elementos utilizados para la conexión.

Cualidades Higroscópicas: Capacidad de captación de la humedad.

Electrólisis: Se denomina así al proceso químico por el cual se puede descomponer un elemento o una disolución haciendo pasar por ella una corriente eléctrica.

Grafito: Es una de las formas elementales en las que se puede presentar el carbono.

Índice de Acidez pH: Es la proporción existente entre los protones y los hidroxilos presentes en una disolución acuosa. Dentro de una escala que va de 0 a 14 un pH 7 indica que la disolución es neutra.

Osmosis: Consiste en el paso de un disolvente a través de una membrana semi-permeable debido a la diferencia de concentración de solutos a ambos lados de la membrana.

Pedernal: Roca sedimentaria constituida por sílice amorfo (SiO_2) o criptocristalino. Su color es negro o en tonos oscuros de azul, gris o pardo. Producción de chispas al colisionar con otro tipo de rocas.

Pintura Bituminosa: Es una Pintura de gran poder anticorrosivo reforzada con resinas sintéticas especiales. Es ideal para el uso sobre concreto o materiales similares como recubrimiento a prueba de humedad.

Polvo de Coque: El coque es un combustible obtenido de la destilación de la hulla calentándola a temperaturas muy altas en hornos cerrados que la aislen del aire, y sólo contiene una pequeña fracción de las materias volátiles que forman parte de la misma. Cuando la hulla se calienta, desprende gases, que son muy útiles industrialmente, entonces nos queda el carbón de coque; es a partir de éste que se obtiene el polvo de coque. Éste es liviano y poroso. El carbón de coque es muy importante para la fabricación del hierro y el acero.

Rigidez Mecánica: Es la capacidad de un objeto sólido o elemento estructural para soportar esfuerzos sin adquirir grandes deformaciones o desplazamientos.

Soldadura Autógena: Se logra al combinar al acetileno y al oxígeno en un soplete.

Solución Electrolítica: Es una solución que, al someterse a electrólisis, sus componentes se pueden separar en cargas eléctricas opuestas.

Bibliografía Capítulo I

- IEEE Recommended Practice for Electric Systems in Health Care Facilities. Séptima Edición, Estados Unidos 1995.

- Medical Instrumentation.
John G. Webster. Houghton Mifflin Company.
Segunda Edición. Estados Unidos 1992.

- Biomedical Equipment: Use, Maintenance and Management.
Joseph J. Carr. Prentice Hall. Estados Unidos 1992.

- Instrumentación y Medidas Biomédicas
Leslie Cromwell. Edición Original Prentice Hall. Barcelona, España 1980.

- Ingeniería Clínica.
Ernesto Rodríguez Denis, Santiago, Chile, GTZ:1997.

- Los Riesgos Eléctricos y su Ingeniería de Seguridad.
Máximo López Toledo, Universidad Politécnica de Madrid, España.

Dirección electrónica:

http://www.ffii.nova.es/f2i2/publicaciones/libro_seguridad_industrial/LSI_Cap11.pdf

- Seguridad Eléctrica.
Rafael Barea Navarro. Departamento Electrónica. Universidad Alcalá, España.

- Electrical Safety Book.
British Association of Public Safety Communications Officers (Bapco). Medical Test Equipment Specialists.

Dirección Electrónica:

<http://www.sencore.com/newsletter/June02/Electrical%20Safety%20Book.pdf>

www.bapco.org/info.com

- Electrical Safety of Medical Equipment
Universidad Americana de Sharjah.

Dirección electrónica:

http://www.ewh.ieee.org/r8/uae/Elect_Safety_Med_Equip.pdf

- Instalaciones Eléctricas. Capítulo II.
SIMI Bioingeniería. Instalaciones Hospitalarias

Dirección Electrónica:

http://www.simiconsultora.com.ar/instalaciones_hospitalarias.asp

- Unidad de gestión de tecnología en salud. Gerencia Tecnológica de Equipos Médicos. Ricardo Silva Bustillos. Venezuela

Dirección electrónica:

<http://www.ugts.usb.ve/ugts-usb/gerencia%tecnologica.htm#sist>

- Reglamento que establece condiciones de protección del dominio público radioeléctrico, restricciones a las emisiones radioeléctricas y medidas de protección sanitaria frente a emisiones radioeléctricas Anexo I. Ministerio de Industria, Turismo y Comercio, España.

Dirección electrónica:

http://www.setsi.mcyt.es/legisla/teleco/rd1066_01/anexos.htm

- Seguridad y Salud: instrucciones operativas. Instrucción operativa IOP ELEC 05 Protección contra contactos eléctricos indirectos. Universidad Politécnica de Valencia.

Dirección electrónica:

http://www.sprl.upv.es/IOP_ELEC_05.htm

Bibliografía Capítulo II

- National Electrical Code 2002.
National Electrical Code Handbook, Novena Edición.
International Electrical Code Series. National Fire Protection Association Inc., USA, 2002.
- Health Care Facilities.
Louise Grant, Jeans Peck.
National Fire Protection Association Inc., USA, 1999.
- IEEE Recommended Practice for Electric Systems in Health Care Facilities.
White Book, Séptima Edición, Estados Unidos 1995.
- Normativas para el Diseño de Áreas Críticas Hospitalarias.
Néstor A. Quezada, Edgard E. López, Tesis Universidad Don Bosco, 2000
- Electrical Safety Book.
British Association of Public Safety Communications Officers (Bapco). Medical Test
Equipment Specialists.

Dirección Electrónica:

<http://www.sencore.com/newsletter/June02/Electrical%20Safety%20Book.pdf>

www.bapco.org/info.com

- Electrical Safety of Medical Equipment
Universidad Americana de Sharjah.

Dirección electrónica:

http://www.ewh.ieee.org/r8/uae/Elect_Safety_Med_Equip.pdf

Bibliografía Capítulo III

- National Electrical Code 2002.
National Electrical Code Handbook, Novena Edición.
International Electrical Code Series. National Fire Protection Association Inc., USA, 2002.
- Normas de Diseño de Ingeniería. Instalaciones Eléctricas.
Normas Eléctricas IMSS. Capítulo 5: Fundamentos y Consideraciones para la Selección de Tableros de Aislamiento.
- Teoría y Diseño de Sistemas de Tierras según las Normas Oficiales Mexicanas (Nom) e IEEE.
Roberto Ruelas Gómez, México, 1998.
- Ingeniería Clínica.
Ernesto Rodríguez Denis, Santiago, Chile, GTZ:1997.
- Seguridad Eléctrica.
Rafael Barea Navarro. Departamento Electrónica. Universidad Alcalá, España.
- State Compensation Insurance. Fundamentos Interruptor de Falla a Tierra

Dirección Electrónica:

<http://www.scif.com/safety/safetymeeting/Article.asp?ArticleID=340>

- Mallas de Tierra.

Dirección Electrónica:

http://www.procobreperu.org/c_mallas.pdf

- Diseño de Quirófanos

Dirección Electrónica:

http://www.omega-astro.com.mx/omega/spanish/pisos_terrazo-conductivo.asp

- Manual de Sustentación del Código Nacional de Electricidad-Utilización. Sección 140: Hospitales, Clínicas y Similares. Ministerio de Energía y Minas. República del Perú.

Dirección Electrónica:

<http://www.minem.gob.pe/archivos/dge/publicaciones/compendio/secciones/Secci%C3%B3n%20140%20-%20Hospitales,%20cl%C3%ADnicas%20y%20similares.doc>

- Puesta a Tierra. Instalaciones Eléctricas Hospitalarias. Ing. Armando Orostegui. Dirección General para el Desarrollo de los Servicios de Salud, Ministerio de Salud, Colombia 1998.

Bibliografía Capítulo IV

- Estadísticas y Documentos Médicos Hospital Nacional Zacamil “Dr. Juan José Fernández”.
- Fondo Monetario. Banco Central de Reserva de El Salvador.
- Catálogo Low -Voltage Control and Distribution. Technical Information.
- Siemens, Nürnberg, Alemania, 2006.
- Administración e Investigación de Accidentes con Equipos Médicos. Vicky Rodríguez, Rebeca Rebolone, Tesis Universidad Don Bosco, 2002.

- Productos Post Glover LifeLink.

Dirección Electrónica:

<http://www.postgloverlifelink.com/power.htm>

- Transformador de Aislamiento Uso Hospitalario.
Sistemas de Energía SERVELEC S. R. L.

Dirección Electrónica:

<http://www.comprasvirtual.com/cat/93875/pagina2.htm>

- Tableros de Aislamiento para Hospitales.
Schneider Electric México.

Dirección Electrónica:

http://www.schneider-electric.com.mx/webapp/PortalSchneider/HospWEB_hernang1.jsp

- Productos AFEI Sistemas y Automatización S.A.

Dirección Electrónica:

<http://www.afeisa.es/>

- Catálogo Monitor de Aislamiento ISO-GARD.
SquareD USA.

Dirección Electrónica:

<http://ecatalog.squared.com/pubs/Electrical%20Distribution/Medical%20Products/43134-017-01R2.pdf>

- Mallas de Tierra.

Dirección Electrónica:

http://www.procobreperu.org/c_mallas.pdf

- Ground Fault Circuit Interrupters.
Ericson Safety Electrical Specialties.
- Catálogo GFCI Leviton.

Dirección Electrónica:

http://leviton.com/pdfs/spd/C644_NPB.pdf

- Sistemas de Puesta a Tierra. PROCAINSA S.A.

Dirección Electrónica :

<http://www.procainsa.com/pt/pt.html>

- Pisos Conductivos 3M.

Dirección Electrónica:

http://products3.3m.com/catalog/mx/es003/electronics_mfg/-/node_SV9SX4HDB6be/root_LWWC5GZSGWgv/vroot_GWWKS8RMX4ge/qvel_V6K9CRR384gl/theme_mx_es_electronics_3_0/command_AbcPageHandler/output_html

- Análisis Costo Efectividad de los Sistemas de Seguridad en Salud.

Dirección Electrónica:

<http://www.opsecu.org/bevestre/revistas/CEPAR/costoefectividad.pdf>

- Asociación Española de Ingeniería Hospitalaria.

Dirección Electrónica:

<http://www.aeih.org/ih/>

Bibliografía Capítulo V

- Seguridad Eléctrica.
Ing. Rafael Barea Navarro. Departamento Electrónica. Universidad Alcalá, España.
- Aparatos de Medida y Ensayo Eléctrico 2005. LEMS Instruments.

Dirección Electrónica:

[http://www.lem.com/inet/Instruments/lemIns.nsf/04ab98a1ea2d53ddc1256a70002c0e03/209ef74ea31bcbcbc1256feb003646ee/\\$FILE/a24304_es.pdf](http://www.lem.com/inet/Instruments/lemIns.nsf/04ab98a1ea2d53ddc1256a70002c0e03/209ef74ea31bcbcbc1256feb003646ee/$FILE/a24304_es.pdf)

- Hospital Nacional Zacamil “Dr. Juan José Fernández”. Unidad de Cuidados Intensivos, Unidad de Cuidados Intermedios, Sala de Operación, Recuperación.
- Hospital General del Instituto Salvadoreño del Seguro Social. Departamento de Mantenimiento.

ANEXOS

1. Distorsión Armónica⁵³

Cuando el voltaje o la corriente de un sistema eléctrico tienen deformaciones con respecto a la forma de onda senoidal, se dice que la señal está distorsionada.

La distorsión puede deberse a:

- Fenómenos transitorios tales como arranque de motores, conmutación de capacitores, efectos de tormentas o fallas por cortocircuito entre otras.
- Condiciones permanentes que están relacionadas con armónicas de estado estable. En los sistemas eléctricos es común encontrar que las señales tendrán una cierta distorsión que cuando es baja, no ocasiona problemas en la operación de equipos y dispositivos. Existen normas que establecen los límites permisibles de distorsión, dependiendo de la tensión de operación y de su influencia en el sistema.

1.1 Características de la Distorsión Armónica.

Cuando la onda de corriente o de tensión medida en cualquier punto de un sistema eléctrico se encuentra distorsionada, con relación a la onda sinusoidal que idealmente se debería encontrar, se dice que se trata de una onda contaminada con componentes armónicas.

Para que se considere como distorsión armónica en las deformaciones en una señal, se deben de cumplir las siguientes condiciones :

- Que la señal tenga valores definidos dentro del intervalo, lo que implica que la energía contenida es finita
- Que la señal sea periódica, teniendo la misma forma de onda en cada ciclo de la señal de corriente o voltaje.
- Permanente. Cuando la distorsión armónica se presenta en cualquier instante de tiempo, es decir, que no es pasajera.

⁵³ Fuente: Programa de Ahorro de Energía. Distorsión Armónica. E. Ramírez. AP & C. Puebla, México

1.2 Definición de Armónicas.

Este concepto proviene del teorema de Fourier[†] y define que, bajo ciertas condiciones analíticas, una función periódica cualquiera puede considerarse integrada por una suma de funciones senoidales, incluyendo un término constante en caso de asimetría respecto al eje de las abscisas, siendo la primera armónica, denominada también señal fundamental, del mismo período y frecuencia que la función original y el resto serán funciones senoidales cuyas frecuencias son múltiplos de la fundamental. Estas componentes son denominadas armónicas de la función periódica original.

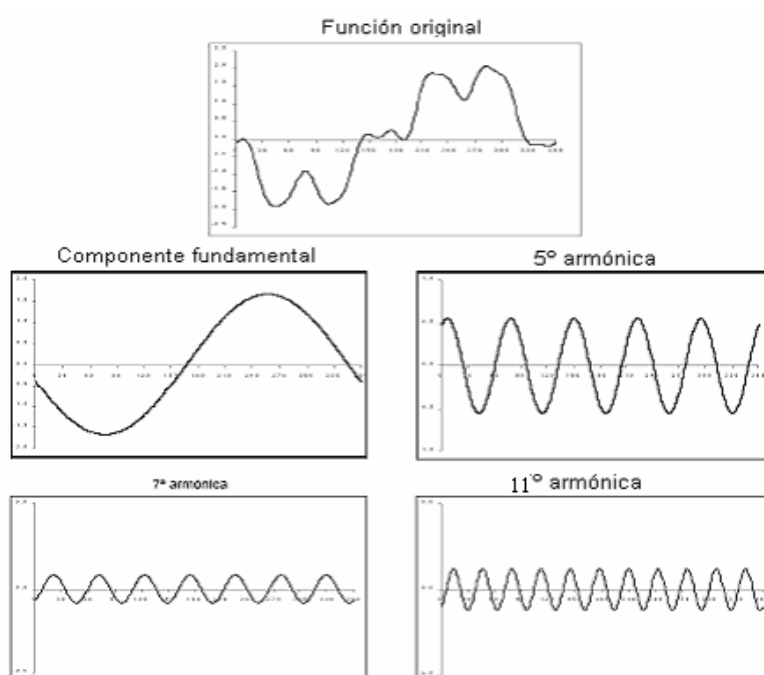


Figura 5. 11 Forma de onda original y sus componentes armónicos: 1ª ,5ª ,7ª ,11ª

Fuente: *Distorsión Armónica. Automatización, Productividad y Calidad S.A. de C.V. Puebla, México*

1.3 Fuentes que Producen las Armónicas

La norma IEEE 519-1992, relativa a “Prácticas recomendadas y requerimientos para el control de armónicas en sistemas eléctricos de potencia” agrupa a las fuentes emisoras de armónicas en tres categorías diferentes:

[†] La definición de los términos que posean este símbolo se encuentra en el glosario al final del capítulo.

- Dispositivos electrónicos de potencia
- Dispositivos productores de arcos eléctricos
- Dispositivos ferromagnéticos

Algunos de los equipos y procesos que se ubican en estas categorías son:

- Motores de corriente directa accionados por tiristores
- Inversores de frecuencia
- Fuentes ininterrumpidas UPS, fuentes de alimentación conmutadas
- Computadoras y copiadoras
- Equipo electrónico
- Hornos de arco
- Hornos de inducción
- Equipos de soldadura
- Transformadores (trifásicos de potencia) sobreexcitados
- Alumbrado fluorescente con balastos electrónicos[†].

1.4 Efectos de las Armónicas.

Las corrientes armónicas generadas por cargas no lineales, están desfasadas noventa grados con respecto al voltaje que las produce, fluyendo una potencia distorsionante de la fuente a la red eléctrica y viceversa, que sólo es consumida como pérdidas por efecto Joule que se transforman en calor, de forma equivalente a la potencia reactiva fundamental relacionada al factor de potencia de desplazamiento.

Algunos de los efectos nocivos producidos por el flujo de corrientes armónicas son:

- Aumento en las pérdidas por efecto Joule ($I^2 R$).
- Sobrecalentamiento en conductores del neutro.
- Sobrecalentamiento en motores, generadores, transformadores y cables, reduciendo su vida.
- Vibración en motores y generadores.
- Falla de bancos de capacitores.
- Falla de transformadores.

- Efectos de resonancia que amplifican los problemas mencionados anteriormente y pueden provocar incidentes eléctricos, mal funcionamiento y fallos destructivos de equipos de potencia y control.
- Problemas de funcionamiento en dispositivos electrónicos sensibles.
- Interferencias en sistemas de telecomunicaciones.

Generalmente cuando la carga no lineal representa menos del 20% de la carga total, la distorsión armónica en corriente estará dentro de los límites establecidos en IEEE 519, sin que exista la necesidad de efectuar algún tipo de filtrado.

Si se cuenta con equipo electrónico sensible en plantas industriales o instalaciones médicas, donde las cargas no lineales sean sólo una pequeña proporción, pueden llegar a ocurrir problemas en su funcionamiento atribuibles al sistema de puesta a tierra, conmutación de capacitores remotos, transitorios, o distorsión armónica producida por otros usuarios, debiendo de identificar las causas y tomar las acciones correctivas, que pudiera requerir la instalación de protecciones o filtros.

Los problemas causados por la distorsión armónica, ocurren usualmente cuando la carga no lineal representa mas del 20% de la total y por la presencia de bancos de capacitores se presentan condiciones de resonancia.

1.4.1 Impacto en la Vida de los Equipos.

Los fabricantes establecen los límites de funcionamiento de sus equipos por debajo de sus valores de falla para tener una operación adecuada y una vida prolongada, sin embargo, cuando existen condiciones de resonancia, dichos límites pueden ser excedidos, acelerando su envejecimiento o provocando su falla.

La magnitud de los costos originados por la operación de sistemas y equipos eléctricos con tensiones y corrientes distorsionadas, puede percibirse considerando lo siguiente:

- La sobre elevación de 10 °C en la temperatura del aislamiento en conductores, reduce su vida a la mitad.
- Un incremento del 10% en la tensión nominal del dieléctrico de un capacitor, reduce su vida a la mitad.

Estudios realizados sobre los efectos de la distorsión armónica, muestran reducciones de 20% a 30% en la vida de capacitores y de 10% a 20% en la vida de transformadores.

1.4.2 Efectos en los Transformadores.

En los transformadores de propósito general la potencia nominal esta definida para señales senoidales de voltajes balanceados y corrientes que no excedan de 0.5% THD (Distorsión Armónica Total), en una magnitud dada que no se exceda el límite de elevación de temperatura, estableciéndose dichos parámetros en la placa de datos. Durante su operación, los transformadores de potencia están sujetos a esfuerzos térmicos, eléctricos y mecánicos los cuales degradan el sistema de aislamiento (aceite), siendo la temperatura excesiva, la presencia de oxígeno y humedad combinadas con los esfuerzos eléctricos los factores principales que aceleran dicha degradación.

Como causas secundarias se ubican los esfuerzos mecánicos originados por la excitación del núcleo y corto circuitos, así como los ácidos y lodos como productos generados por la descomposición del aceite. El proceso de degradación del sistema aislante (aceite) evoluciona gradualmente hasta presentarse la falla en el transformador de potencia. Datos estadísticos mexicanos⁵⁴ muestran las fallas de transformadores de potencia de en el año 1999, éstos se han clasificado de acuerdo a su frecuencia de ocurrencia.

Tipo de falla	Frecuencia de Ocurrencia
Problemas de aislamiento en devanados	49%
Boquillas	26%
Cambiador de derivaciones	10%
Explosiones por incendio	3%
Núcleo	2%
Otras causas	10%

Cuadro 1. Datos estadísticos de falla de transformadores de potencia.

Fuente: Distorsión Armónica. Automatización, Productividad y Calidad S.A. de C.V. Puebla, México

Las corrientes armónicas producen un calentamiento adicional en los devanados de los transformadores, por el incremento en las pérdidas causadas por las corrientes de eddy, que son función tanto de la corriente eficaz que circula como de la frecuencia al cuadrado de la señal, debiéndose de considerar su capacidad en forma reducida con respecto a su nominal, cuando alimentan cargas no lineales de acuerdo al estándar ANSI/IEEE C.57.110 .

⁵⁴ Estudio realizado por normativa mexicana CFE L0000-45 denominada “ Perturbaciones permisibles en las formas de onda de tensión y corriente del suministro de energía eléctrica” .1999

La distorsión en voltaje causa pérdidas adicionales en el núcleo pero su impacto es poco significativo. Esta situación explica los incrementos considerables en la temperatura de los transformadores que alimentan cargas no lineales, aún cuando la corriente de carga esté por debajo de su capacidad nominal, exponiéndose a fallas prematuras.

La capacidad disponible del transformador puede llegar a ser únicamente el 50% de su nominal, cuando el 70% de su carga es no lineal, aplicando típicamente a transformadores de 440 / 220V que alimentan en su totalidad equipo electrónico. En los transformadores principales de distribución, la reducción es menos severa debido a la cancelación de armónicas entre diversas cargas.

Underwriters Laboratories (UL) establece el método denominado factor K para transformadores[†] secos, que es un índice de la capacidad del transformador para soportar los efectos del calentamiento producidos por las cargas no lineales, siendo diseñados para operar a su capacidad nominal con corrientes que tengan niveles de distorsión de acuerdo a dicho factor, sin que se excedan los límites nominales de elevación de temperatura. Los valores de factor K normalizados en transformadores son 4, 9, 13, 20, 30, 40 y 50, siendo los más usados 4, 13 y 20.

1.4.3 Efectos en Equipo Electrónico.

Aunque el equipo electrónico es la principal fuente de la distorsión de la corriente, éste también puede ser una víctima. La distorsión de la corriente puede interferir con la integridad del flujo de los datos. Como la Corriente Alterna que fluye a través de un conductor generando un campo electromagnético. Entre más alta sea la frecuencia de la corriente (por ejemplo, en presencia de armónicas), más alta será la frecuencia relativa al campo electromagnético. Esos campos pueden perturbar los flujos de datos ocasionando su pérdida, errores, y rangos de transmisión más lentos.

La distorsión de la corriente interacciona con la impedancia del sistema, creando distorsión de voltaje. La distorsión del voltaje puede interferir con la operación del suministro de energía, causando retardos de tiempo, restablecimientos del equipo, y daños al suministro de energía. Los controladores de velocidad variable de tres fases ocasionan un tipo de distorsión de voltaje llamada escalonamiento de línea[†]. El escalonamiento de línea perturba todo tipo de circuitos de tiempo creando cruzamientos de cero[†] adicionales sobre la forma de onda de voltaje.

1.4.4 Efectos en Alumbrado.

Dependiendo del tipo de sistema, el alumbrado puede ser víctima y/o culpable de la distorsión armónica. Todos los sistemas de alumbrado fluorescentes[†] crean distorsión en la corriente. Los sistemas fluorescentes estándares y de HID (High Intensity Discharge – Descarga de alta intensidad) crean cerca del 15 % al 20 % de la distorsión armónica total (THD). Los balastos electrónicos pueden crear desde menos del 10 % hasta más del 40 % de THD, dependiendo del diseño. Esto significa que usando estos sistemas se induce distorsión de corriente dentro del sistema de potencia. Puesto que dichas luminarias se encuentran casi en todos lados, se puede decir que seguramente la distorsión armónica existe virtualmente en todas las instalaciones .

Sin embargo, la presencia de distorsión de corriente no necesariamente se traduce en problemas. Los problemas resultan solamente cuando la distorsión de corriente tiene un efecto indeseable sobre el equipo.

La presencia de corrientes altas en el neutro puede crear una distorsión de corriente significativa. Si esta corriente en el neutro quema el conductor, se puede crear un pico severo de voltaje, el cual puede dañar fácilmente los sistemas de iluminación.

1.5 Reducción de Armónicas.

En las plantas industriales se busca operar a factores de potencia superiores a 0.90 para evitar la penalización por este concepto e incluso es conveniente alcanzar valores cercanos a la unidad, que típicamente se ubican en un factor de potencia de 0.97, para lo cual se instalan capacitores que pueden provocar resonancias paralelas en el rango de la 3^{ra} armónica. Se busca atenuar o deprimir la radiación y conducción de la 3^a armónica, de tal manera que se impida la generación óptima de ondas complejas de Fourier[†], (choques de armónica impares 3th. con pares).

En una red en la que la proporción de cargas no lineales con relación a la carga total es superior a 10%, no se deben instalar capacitores ya que la distorsión armónica se incrementará provocando problemas en los equipos. Incluso ha sucedido que usuarios que sólo tienen cargas lineales, experimentan fallas en sus capacitores y distorsión en voltaje debido a la importación de las armónicas de otros usuarios que se alimentan de la misma red de alta tensión.

En los sistemas eléctricos donde el contenido armónico de las señales está afectando su desempeño, se instalan filtros, con el propósito de reducir la distorsión, aproximando dichas señales a la forma de onda senoidal. Los filtros son equipos cuyo propósito es interactuar con una frecuencia específica o rango de frecuencias de una señal dada, teniendo el mayor impacto cuando se instalan los más cercano posible a las cargas no lineales.

1.5.1 Efectos Asociados a la Reducción de Armónicas.

Con la reducción de armónicas se obtienen beneficios tales como:

- Reducción de pérdidas producidas por efecto Joule (I^2R).
- Reducción de consumo de energía reactiva.
- Reducción de sobrecalentamientos en el cableado.
- Incremento en la eficiencia y prolongación de la vida de motores.
- Reducción de pérdidas en transformadores.
- Prolongar la vida de equipo electrónico
- Elevación del factor de potencia.