

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ENGENHARIA DE CAMPINAS
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA ELÉTRICA

RISCOS DE CHOQUES ELÉTRICOS PRE
SENTES NO AMBIENTE MÉDICO-HOSPI
TALAR : AVALIAÇÃO E PREVENÇÃO

Pedro Miguel Gewehr

002/83

UNICAMP
BIBLIOTECA CENTRAL

Pedro Miguel Gewehr
Engenheiro Eletricista - Modalidade Eletrotécnica e Telecomunicações
Universidade Federal do Paraná - 1980

RISCOS DE CHOQUES ELÉTRICOS PRE
SENTES NO AMBIENTE MÉDICO-HOSP
ITALAR : AVALIAÇÃO E PREVENÇÃO

Orientador: Prof. Dr. Wang Binseng

Dissertação apresentada à Faculda
de de Engenharia de Campinas da
UNICAMP para a obtenção do título
de "Mestre em Engenharia Elétrica"

Fevereiro - 1983

Aos meus pais

Alfredo e Lory

À minha esposa

Sônia

AGRADECIMENTOS

Ao (À)s:

- Dr. Wang Binseng, pela imprescindível orientação, estímulo e apoio na realização deste trabalho.
- Dra. Maria Adélia Collier Farias, pelo incentivo e colaboração.
- Engº Ursulino do Carmo Filho, da Divisão de Engenharia Hospitalar do HC da FMUSP pelo apoio e cooperação, principalmente durante a realização dos testes.
- Prof. Dr. Primo Curti, Superintendente do HC da FMUSP, pelo acesso às dependências do HC.
- Prof. José Carlos T.B. Moraes, da Escola Politécnica da USP, pela colaboração e incentivo.
- Participantes do Grupo de Trabalho de instalações elétricas para fins médicos - GT-2 da CE 62:1 do COBEI-ABNT, que de uma ou de outra maneira contribuíram para a realização deste trabalho, em especial:
 - Engº Giocondo Mário Vita, do IE/USP
 - Engº Ivo E. Lopes de Oliveira, do D.O.P.
 - Sr. Livis Dzelve da Siemens S/A
 - Engº Mário Anasawa, da INTARCO
 - Enfermeira Victória Secaf do INAMPS
- Engº Ícaro Bellentani, pela sua incansável colaboração em vários aspectos do trabalho.
- Prof. Eduardo T. Costa, pelo apoio e colaboração.

- Prof. José Wilson M. Bassani, M.E.E., pelo incentivo .
- Engenheiros do Instituto Dante Pazzanese de Cardiologia, pela contribuição na confecção de acessórios e pela colaboração prestada.
- Sr. Carlos A. Bahia e Srta. Cláudia Pavani, pelo auxílio em acessórios.
- Todos os colegas do Grupo de Engª Biomédica que direta ou indiretamente participaram da realização deste trabalho.
- Engº Vítor Guilhoto, pela cessão de instrumentos de medição.
- Engenheiros e técnicos eletricitas do Setor de Manutenção do HC da FMUSP pelo auxílio e colaboração.
- Srta. Rosa M. Tase, pelo paciente e dedicado trabalho de datilografia.
- Sra. Sônia M.S. Costa e Sr. Wilton Furquim pela realização dos desenhos.
- Prof. Ivo Mezzadri, diretor-geral do CENTRO FEDERAL DE EDUCAÇÃO TECNOLÓGICA DO PARANÁ, o qual possibilitou a realização do curso de Mestrado.
- Prof. Aramis Demeterco, coordenador de ensino superior do CEFET/PR, pelo incentivo.
- Prof. Joanez Vrubel, do Departamento de Eletrônica do CEFET/PR, pelo apoio para a ida à UNICAMP.
- PICD-CAPEs, de cujo programa fui bolsista.
- Colegas Álvaro Stelle e Paulo Abatti, pela amizade, incentivo e colaboração.
- Sônia, cujo amor, amizade, carinho, dedicação e incentivo foram fundamentais em todos os momentos da realização deste trabalho.

RESUMO

Situações de riscos elétricos podem ocorrer em ambientes médico-hospitalares, devido à utilização crescente de equipamentos eletro-eletrônicos, principalmente aqueles que usam métodos invasivos, tornando possível a fibrilação ventricular mesmo para correntes de intensidades bastante reduzidas. Há mais de 10 anos, nos países mais desenvolvidos, esses riscos são minimizados através de um rigoroso controle de qualidade industrial, de legislação e fiscalização do governo e de programas de segurança elétrica efetuados pelos hospitais em conjunto com a manutenção preventiva.

No Brasil, os riscos são ainda aumentados pela carência de normas técnicas, pela dificuldade de prover manutenção adequada aos equipamentos e às instalações, e pela falta de conscientização do problema por parte de hospitais, órgãos públicos e profissionais.

Após uma análise dos efeitos fisiológicos provocados pela eletricidade e de tipos de riscos elétricos, são apresentadas classificações, detalhes de projeto e de construção, quanto à proteção elétrica, de equipamentos e instalações com base em normas internacionais. Um conjunto de testes, também baseado em normas, é proposto para verificar a proteção elétrica proporcionada pelos equipamentos e instalações, sendo realizados alguns desses testes em 2 hospitais. Considerando-se a realidade nacional, são discutidas propostas que poderiam reduzir os riscos existentes.

ABSTRACT

Electrical shock hazards are present in medical establishments due to ever increasing utilization of electrical and electronic equipment, particularly those employing invasive methods, as they enable ventricular fibrillation at very low current levels. For more than a decade, these hazards are being minimized in more developed countries through rigorous control of industrial quality, government regulation and fiscalization, and electrical safety programs implemented in hospitals together with preventive maintenance.

In Brazil, the hazards are heightened by the lack of technical standards, by the difficulties in providing adequate maintenance for equipment and installation, and by the lack of awareness in hospitals, government and among health professionals.

Following an analysis of the physiological effects produced by electricity and a description of different kinds of electrical hazards, classifications and design and construction details for equipment and installation with regard to electrical protection are presented based on international standards. A set of testes derived from the standards is proposed to ensure electrical safety of equipment and power distribution system. Some of these tests were performed in two hospitals. In order to reduce the existent hazards, some feasible recommendations are made and discussed.

INDICE

CAPÍTULO 1 - INTRODUÇÃO	001
1.1. Panorama Geral	001
1.2. Panorama Brasileiro	003
1.3. Trabalho Efetuado	004
CAPÍTULO 2 - EFEITOS FISIOLÓGICOS CAUSADOS PELA ELETRICIDADE	006
2.1. Histórico	006
2.2. Modos de se Afetar o Organismo Humano	006
2.3. Valores Limites de Correntes Para os Efeitos Fisiológicos	008
2.3.1. Introdução	008
2.3.2. Limiar de percepção	008
2.3.3. Contrações musculares	010
2.3.4. Fibrilação cardíaca	012
2.3.5. Contração miocárdica sustentada e queimaduras ...	014
2.3.6. Fibrilação por meio de catêteres	014
2.4. Parâmetros de Sensibilidade Importantes	015
2.4.1. Variabilidade das correntes e impedâncias	015
2.4.2. Frequência e tipo de corrente	016
2.4.3. Duração do choque, peso e caminhos da corrente através do corpo	018
2.4.4. Área do cateter e densidade de corrente	020
2.5. Sumário	021
CAPÍTULO 3 - ANÁLISE DOS RISCOS DE CHOQUES ELÉTRICOS	025
3.1. Macrochoques e Microchoques	025
3.2. FALHAS em Equipamentos e Correntes de Fuga	026
3.3. Distribuição de Energia Elétrica	027
3.4. Análise dos Riscos Elétricos	029

3.4.1. Macrochoques	029
3.4.1.1. Equipamentos com apenas dois condutores	029
3.4.1.2. Equipamento com condutor de proteção ..	031
3.4.1.2.1. Ruptura do condutor de proteção	033
3.4.1.2.2. Tomadas incorretamente polarizadas	033
3.4.2. Microchoques	033
3.4.2.1. Ruptura do condutor de proteção	036
3.4.2.2. Equipamentos não aterrados	039
3.4.2.3. FALHAS no circuito de terra	041
3.4.2.3.1. Circuitos distintos do condutor de proteção	041
3.4.2.3.2. Circuito único de condutor de proteção	041
3.4.2.4. Sistema isolado: importância do condutor de proteção	044
3.4.3. Outros riscos de choques	046
3.5. Conclusão	047
CAPÍTULO 4 - SEGURANÇA DE EQUIPAMENTO ELETROMÉDICO	048
4.1. Introdução	048
4.2. Princípio de Proteção Contra Choque Elétrico em EQUIPAMENTO ELETROMÉDICO	048
4.3. Classificação de EQUIPAMENTO ELETROMÉDICO	049
4.3.1. Tipo de proteção	049
4.3.1.1. Equipamento classe I	049
4.3.1.2. Equipamento classe II	049
4.3.1.3. Equipamento classe III	051
4.3.1.4. Equipamento com FONTE DE ALIMENTAÇÃO ELÉTRICA INTERNA	051

4.3.1.5. Seleção da classe de proteção	051
4.3.2. Grau de proteção	054
4.3.2.1. Equipamento tipo B	054
4.3.2.2. Equipamento tipo BF	055
4.3.2.3. Equipamento tipo CF	055
4.3.2.4. Exemplos de equipamentos B, BF, CF	055
4.3.3. Classificação conforme normas americanas	055
4.4. Precauções e Limites Relacionados a Choques Elétricos no Projeto de Equipamentos	056
4.4.1. Invólucros e tampas protetoras	056
4.4.2. Isolação e IMPEDÂNCIA DE PROTEÇÃO	056
4.4.3. Rigidez dielétrica	058
4.4.4. Aterramento e equalização de potencial	058
4.4.5. Correntes de fuga e correntes de paciente	061
4.5. Precauções Relacionados a Outros Riscos	062
4.5.1. Radiações indesejáveis	062
4.5.2. Explosões	064
4.5.3. Erros humanos, exatidão dos dados de saída e in- terrupção do fornecimento de energia	064
4.5.4. Identificação, marcação e DOCUMENTOS ACOMPANHAN- TES	064
4.6. Detalhes de Construção	065
4.6.1. Invólucros e tampas	065
4.6.2. Componentes e montagens	065
4.6.3. Porcas e parafusos	065
4.6.4. FONTE DE ALIMENTAÇÃO ELÉTRICA INTERNA	067
4.6.5. Controles	067
4.6.6. Chaves	067
4.6.7. Cordões de alimentação	067
4.6.8. Fusíveis ou interruptor de sobre-corrente	067
4.6.9. TERMINAL DE ATERRAMENTO PARA PROTEÇÃO	069
4.6.10. Transformadores da rede de alimentação	069

4.7. Circuitos de Proteção Para o Paciente	070
4.8. Análise das Falhas de EQUIPAMENTO ELETROMÉDICO	074
4.9. Sumário	074
CAPÍTULO 5 - SEGURANÇA DE INSTALAÇÕES ELÉTRICAS PARA FINS MÉDICOS ...	077
5.1. Introdução	078
5.2. Fornecimento de Energia Elétrica	078
5.3. Prescrições Para as Instalações Elétricas	078
5.3.1. Necessidades básicas	078
5.3.2. Aterramento de proteção-sistema médico TN-S	080
5.3.3. LIGAÇÃO EQUIPOTENCIAL suplementar	081
5.3.4. Restrições de tensões em salas destinadas para A- PLICAÇÃO CARDÍACA DIRETA	083
5.3.5. Aplicação de dispositivos de proteção de corrente residual (interruptores de falha à terra)	084
5.3.6. Sistema de energia isolado ou sistema médico IT ..	086
5.3.7. Alimentação por extra-baixa tensão de segurança médica	087
5.4. Sistema de Alimentação de Emergência	087
5.5. Riscos de Explosões e Incêndios	090
5.6. Medidas Contra Interferências	093
5.7. Sumário e Conclusão	093
CAPÍTULO 6 - TESTES PARA AVALIAR A SEGURANÇA ELÉTRICA DE EQUIPAMENTOS E INSTALAÇÕES	096
6.1. Introdução	096
6.2. Testes de Equipamentos	096
6.2.1. Inspeção visual	097
6.2.2. Medições elétricas	097
6.2.2.1. Resistência de aterramento	097
6.2.2.2. Correntes de fuga	099
6.2.2.2.1. Correntes de fuga para terra	

6.4.3.4. Interferência eletromagnética	125
6.5. Conclusão	125
CAPÍTULO 7 - DISCUSSÃO	126
APÊNDICES	126
A - Termos e Definições	133
B	138
B.1. Significado dos Termos Empregados na Tabela 4.2, Tabelas B.2 e B.3	138
B.2. Caminhos de Isolação e Circuitos de Testes	139
B.3. Tensões de Teste para Rigidez Dielétrica	141
C - Símbolos Utilizados para Marcação	142
D - Tipos de Sistemas de Aterramento	143
E - AMBIENTE DE PACIENTE	144
F - Exemplo de Instalação Elétrica em Hospital	145
G - Condutores de Proteção e LIGAÇÃO EQUIPOTENCIAL em Sa- las Cirúrgicas	146
H - Dispositivos Monitores de Isolação	148
I - Dispositivos de Medição (DM)	151
J - Ficha de Teste de Equipamento	155
J.1 - Dados Gerais	155
J.2 - Anotação de Resultados	156
BIBLIOGRAFIA	157

CAPÍTULO 1

INTRODUÇÃO

1.1. Panorama Geral

No fim da década de 60, começaram a surgir muitos artigos, principalmente nos EUA, colocando em discussão o grau de proteção elétrica de equipamentos e instalações para fins médicos, afirmando que poderiam ser provocadas muitas situações de perigo - riscos elétricos - para o USUÁRIO* (operador e/ou paciente), para o próprio meio-ambiente e para o pessoal nele situado. De acordo com Olson (1978), o problema alcançou seu auge em torno de 1971, quando Ralph Nader em 1971 e Carl W. Walter em 1970, um cirurgião do Peter Bent Brigham Hospital de Boston, nos EUA, divulgaram os números de 5000 e 1200 pessoas mortas anualmente, eletrocutadas durante diagnósticos de rotina e procedimentos terapêuticos. Esses valores não foram e não puderam ser documentados, porque raramente há evidências patológicas para essas eletrocussões, e também a morte é atribuída a outras causas, pois o paciente, geralmente, está muito doente (Craven, 1970). Nader se baseou em conversas que manteve com médicos e técnicos, ao passo que Walter obteve a informação de um atuário de uma companhia de seguros (Friedlander, 1971). Segundo Friedlander (1971), para a FDA - Administração de Alimentos e Drogas dos EUA, aproximadamente 115 mortes e mais de 1600 acidentes ocorriam anualmente, em decorrência da utilização de todos equipamentos médicos (não apenas EQUIPAMENTOS ELETROMÉDICOS). Por outro lado Dobbie, do Departamento de Saúde do Reino Unido, Londres, afirmou em um artigo apresentado na convenção do IEEE EUROCON 1971, que no Reino Unido, nenhum paciente havia sido morto por eletrocussão nos últimos 10 anos (Friedlander, 1971). Entretanto, outros representantes de organizações, ratificaram a opinião geral de que o problema era real e sério, havendo falta de condições para resolvê-lo.

De fato, nas duas últimas décadas houve uma proliferação de equipamentos eletro-eletrônicos na prática médica, tanto em quantidade quanto em complexidade. Além disso, muitos desses equipamentos eram do tipo invasivo, isto é, parte do equipamento faz contato direto com partes internas do

*OBS.: No texto, as palavras escritas totalmente em maiúsculo, são definidas em um glossário apresentado no apêndice A.

	e pela carcaça	100
	6.2.2.2.2. Corrente de fuga através do paciente	100
	6.2.2.2.3. Corrente auxiliar através do paciente	100
	6.2.2.3. Isolação	104
	6.2.2.4. Outros testes	104
	6.2.3. Ficha de acompanhamento do equipamento	104
6.3.	Testes Em Instalações Elétricas	104
	6.3.1. Testes iniciais do sistema de distribuição	106
	6.3.2. Testes de rotina do sistema de distribuição	106
	6.3.2.1. Tomadas	106
	6.3.2.1.1. Inspeção visual	106
	6.3.2.1.2. Inspeção elétrica	107
	6.3.2.2. Tensões diferenciais e aterramento	109
	6.3.2.3. Condutividade de pisos anti-estáticos ..	109
	6.3.2.4. Sistemas de emergência	111
	6.3.2.5. Interferência eletromagnética	111
	6.3.2.6. Sistemas isolados	111
6.4.	Resultados Obtidos na Aplicação de Alguns Testes	114
	6.4.1. Generalidades	114
	6.4.2. Descrição dos testes de equipamentos efetuados ..	115
	6.4.2.1. Inspeção visual	115
	6.4.2.2. CONDUTOR DE ATERRAMENTO PARA PROTEÇÃO ..	116
	6.4.2.3. Correntes de fuga	116
	6.4.3. Testes de instalações elétricas	120
	6.4.3.1. Tomadas	120
	6.4.3.1.1. Inspeção visual	120
	6.4.3.1.2. Inspeção elétrica	121
	6.4.3.2. Tensões diferenciais e aterramento	123
	6.4.3.3. Sistemas de emergência	123

paciente, fazendo com que as barreiras de proteção naturais (pele e tecidos) fossem diminuídas ou mesmo eliminadas, conseqüentemente correntes elétricas de intensidade bastante baixas (da ordem de microampêres) poderiam ser fatais ao circularem pelo paciente.

As denúncias serviram para que várias organizações iniciassem um trabalho de pesquisa de modo a minimizar os riscos elétricos provocados por equipamentos, instalações e USUÁRIOS, surgindo inclusive muitas publicações de caráter normativo, regulamentando os projetos e construções de equipamentos e de instalações elétricas para fins médicos (IEC 601.1, 1977; AAMI, 1978; UL 544, 1980; IEC 62A55, 1981).

Os equipamentos e as instalações médico-hospitalares passaram por diversos aperfeiçoamentos, verificando-se que, atualmente os riscos elétricos são bem reduzidos. Pesquisas efetuadas nos EUA em 1977 (Ridgway, 1981) mostraram que a probabilidade de um acidente fatal devido ao uso de equipamento médico era surpreendentemente elevado, da ordem de 280×10^{-7} por paciente por ano, ou seja aproximadamente 1000 incidentes anuais, considerando-se que 37.000.000 pessoas se internavam em hospitais naquele país por ano. No que diz respeito aos choques elétricos externos ao corpo, a probabilidade de um acidente fatal, segundo estimativas recentes (Ridgway, 1981) é da ordem de $1,82 \times 10^{-9}$ por pessoa por ano, ou seja 0,067 fatalidades anuais. Na prática, se observa que o número é maior, mostrando que houve subestimação de um ou mais fatores utilizados para o cálculo, acontecendo o mesmo no cálculo da possibilidade de riscos devido aos choques elétricos internos ao corpo. A estimativa de risco de morte considerada aceitável para desastres naturais é da ordem de 10×10^{-7} (p. ex., enchentes 22×10^{-7} ; raio em tempestade 8×10^{-7}) e para desastres produzidos pelo homem, um valor aceitável seria da ordem de 1×10^{-7} (p. ex., ser atingido por parte de uma aeronave em queda 1×10^{-7}). A atividade de dirigir um automóvel, p. ex., apresenta um risco de morte bastante elevado, sendo estimada essa possibilidade em torno de 1.700×10^{-7} .

Na verdade, a preocupação atual com segurança elétrica em ESTABELECIMENTOS MÉDICOS é tão grande, que existem várias empresas (p. ex., BIO-TEK, INSTRUTEK, OHMIC) nos países desenvolvidos que se dedicam exclusivamente a esta tarefa, desenvolvendo novos componentes, produtos e apresentando linhas completas de instrumentos para testar EQUIPAMENTOS ELETROMÉ-

DICOS e instalações elétricas hospitalares, com finalidade de reduzir a probabilidade de riscos elétricos, a níveis ínfimos. Além disso, muitos hospitais mantêm equipes encarregadas de efetuar testes periódicos em seus equipamentos e instalações. Inclusive nos EUA, a JCAH - Comissão que autoriza o funcionamento de hospitais - exige que hospitais tenham um comitê de segurança hospitalar, sendo uma de suas atribuições a segurança elétrica (Freeman e col., 1979).

1.2. Panorama Brasileiro

No Brasil, até recentemente muito pouco se fez e há carência de informações sobre o assunto. Uma pesquisa efetuada no ambiente médico-hospitalar, através de consultas realizadas com o pessoal da área médica, mostrou que a situação é precária, inclusive grande número de profissionais que atuam em hospitais, desconhecem o assunto (Pinto de Mello, 1971). Equipamentos e instalações elétricas de vários hospitais estão em péssimas condições de utilização devido a desgastes naturais e falta de manutenção preventiva e mesmo corretiva. Além disso, vários equipamentos utilizados, projetados e construídos décadas atrás, não incorporam medidas de proteção modernas e eficazes. O mesmo ocorre na parte de instalações elétricas, onde até algum tempo atrás não se tomavam precauções especiais no projeto e execução. Não há quem discipline como devem ser os projetos de equipamentos e instalações. Há apenas uma norma elaborada pelo Ministério da Saúde sobre Padrões de Construção e Instalações de Serviços de Saúde, que apresenta alguns aspectos de segurança de instalações elétricas (MS, 1979). Mesmo os equipamentos adquiridos no exterior e, portanto, projetados dentro dos padrões dos países de origem, muitas vezes não oferecem proteção elétrica adequada, uma vez que são frequentemente adaptados para que possam ser utilizados. Além disso, as instalações elétricas inadequadas de muitos ESTABELECIMENTOS MÉDICOS tornam ineficazes as medidas de proteção incorporadas nos equipamentos.

Fabricantes nacionais de EQUIPAMENTOS ELETROMÉDICOS precisam assegurar para seus produtos um nível de qualidade e proteção elétrica compatível com os importados, para manter e expandir o mercado interno e também exportar seus produtos dentro de padrões aceitos internacionalmente.

Empresas brasileiras que projetam instalações elétricas preci

sam se atualizar, principalmente sob o ponto de vista de técnicas e dispositivos de segurança elétrica utilizados, para poder competir com empresas estrangeiras que dominam o setor (especialmente projetos de grande porte).

Várias universidades brasileiras vêm desenvolvendo projetos de EQUIPAMENTOS ELETROMÉDICOS, surgindo protótipos que precisam ser aprimorados sob o ponto de vista de proteção contra riscos de choques elétricos, pois serão utilizados no ambiente médico-hospitalar.

As considerações acima motivaram a realização de um trabalho nessa área, no sentido de estabelecer os princípios básicos de segurança elétrica de equipamentos e instalações, dando um passo inicial para preencher a lacuna existente.

1.3. Trabalho Efetuado

Neste trabalho, em linhas gerais, analisam-se os efeitos fisiológicos da eletricidade, discutem-se os diferentes tipos de riscos elétricos presentes no ambiente hospitalar (conjunto de equipamento, instalação e USUÁRIO). Com o auxílio de normas, especialmente as da IEC - Comissão Eletrotécnica Internacional, classificam-se os equipamentos de acordo com a proteção contra riscos elétricos, mostrando-se precauções tomadas no projeto e construção. Apresentam-se várias prescrições que devem ser seguidas em tipos específicos de instalações elétricas para ESTABELECIMENTOS MÉDICOS. Essas prescrições são função do nível de proteção elétrica desejado para cada área do estabelecimento, dependendo, portanto, da condição do paciente. A fim de se obter um controle ainda maior sobre a segurança elétrica, propõe-se uma série de testes de rotina para aplicação em equipamentos e instalações, baseados em normas. Alguns desses testes foram efetuados no sentido de verificar sua viabilidade, bem como para dar uma visão das condições dos equipamentos e instalações testados. Essas condições podem ser avaliadas não apenas através dos limites estabelecidos por normas, mas também através da comparação com os valores especificados por fabricantes.

Com a conclusão do trabalho, espera-se que haja uma contribuição no sentido de aprimorar os projetos de EQUIPAMENTOS ELETROMÉDICOS, assim como no projeto e recuperação de instalações elétricas para fins médicos, em

relação à proteção elétrica. Espera-se também conseguir uma conscientização no sentido da implantação de programas de manutenção preventiva de equipamentos e instalações do qual faz parte o programa de segurança elétrica. O programa proposto pode ser ampliado, modificado e atualizado de acordo com as características dos hospitais e com os avanços tecnológicos.

Sem dúvida, deve-se preocupar bem mais com esse assunto do que vem sendo feito atualmente, não apenas no aspecto de projeto, construção e instalação, mas principalmente pelo hospital, mantendo em atividades um departamento responsável pela segurança elétrica e pela manutenção preventiva em geral. Neste particular, vale lembrar que alguns hospitais do país onde se desenvolve pesquisa, estão criando condições para esses departamentos existirem, visando, além da redução dos riscos elétricos, uma menor dependência de grandes corporações através dos contratos de manutenção, uma redução de gastos de manutenção e uma melhoria geral dos serviços prestados.

CAPÍTULO 2

EFEITOS FISIOLÓGICOS CAUSADOS PELA ELETRICIDADE

2.1. Histórico

Sabe-se que a carga elétrica age sobre o homem desde o último quarto do século XIX. Galvani, Poletto e outros pesquisadores, estabeleceram que o homem é afetado pela eletricidade. Em 1863, o pesquisador francês Leroy de Mercure descreveu um acidente elétrico industrial produzido por corrente contínua e em 1882, o cientista austriaco Jellinek descreveu o primeiro ferimento elétrico causado por corrente alternada (Manoilov, 1975).

As pesquisas sobre o efeito da eletricidade no organismo vivo, tomaram uma direção especial após o primeiro acidente elétrico notificado e principalmente depois da execução por eletricidade (eletrocussão), ter sido introduzida nos Estados Unidos da América em 1882. Os trabalhos de Weber em 1899 relacionados ao estudo da resistência elétrica do corpo humano, D'Arsonval em 1894 e 1910 e Kratter em 1896 relativos aos valores de correntes perigosas, foram os mais marcantes entre as primeiras publicações. Através de experiências em animais, Ferris e colaboradores em 1936 obtiveram dados, fornecendo os importantes parâmetros das correntes elétricas que causam ferimentos. As observações mais importantes foram publicadas por Dalziel, Koeppen, Kouwenhoven e outros. Pesquisa extensiva foi também realizada por Dalziel e Osypka (Manoilov, 1975). Mais recentemente, tem-se pesquisado as correntes elétricas que são conduzidas diretamente a órgãos internos de animais, a fim de se determinar quais valores podem ser aceitos como limites seguros para o homem.

2.2. Modos de se Afetar o Organismo Humano

Para um efeito fisiológico ocorrer, o corpo deve fazer parte de um circuito elétrico. Para tanto, pelo menos duas conexões devem existir

entre o corpo e uma fonte de eletricidade externa, sendo que a intensidade de corrente é limitada pela tensão aplicada e a impedância do corpo e dos contatos. Medições efetuadas de uma mão para a outra têm mostrado que a resistência do corpo humano para correntes elétricas através de superfícies da pele intactas varia desde 1 k Ω para pele molhada até 1 M Ω para pele seca (HP, 1971). A maior parte dos tecidos do corpo contém uma alta percentagem de água e íons, assim o corpo é um condutor elétrico razoavelmente bom.

Basicamente, a corrente elétrica pode afetar os tecidos de duas* diferentes maneiras:

1. Aquecimento resistivo do tecido: Se uma temperatura elevada é alcançada através do efeito de aquecimento resistivo pela passagem de corrente, queimaduras podem ocorrer e a gama de efeitos possíveis vai desde o aparecimento de queimaduras superficiais de lenta e difícil cicatrização até a destruição irreversível de tecidos vitais profundos (Olson, 1978).
2. Estimulação Elétrica de Tecidos Excitáveis: Cromwell e col. (1973) apresentam uma descrição dos fenômenos, sintetizada abaixo. A transmissão de impulsos através dos neurônios sensoriais e motores envolve potenciais de ação eletroquímicos. Uma corrente elétrica estranha pode causar potenciais que estimulam neurônios. Caso neurônios sensoriais são excitados dessa maneira, a corrente elétrica provoca uma sensação de prurido ou formigamento (comichão), a qual passa a ser desagradável e mesmo dolorida se a corrente persistir ou aumentar de intensidade. A estimulação dos neurônios motores e em consequência de músculos causam a contração das fibras musculares, sendo que, uma grande intensidade de estimulação, pode provocar tétano (rigidez) do músculo, onde todas as fibras estão contraídas e a máxima força muscular é exercida. Dessa maneira, uma corrente elétrica fluindo através do corpo pode ser fatal, se interferir com o funcionamento de certos órgãos vitais, como o coração. Havendo uma estimulação provo

*Alguns autores (p.ex., Olson, 1978; Cromwell e col., 1973) apresentam um terceiro tipo de problema que pode surgir na pele, sob eletrodos, através dos quais flui uma pequena corrente contínua (DC), durante um período prolongado. Queimaduras químicas acontecem, em razão da decomposição eletrolítica da transpiração em substâncias corrosivas.

cadora da contração miocárdica total, cessa a ação de bombeamento cardíaco e a circulação sanguínea é interrompida. Não sendo restaurada a circulação, primeiro o cérebro é afetado e dentro de 2 a 4 minutos vem a morte (Dalziel e Lee, 1969).

Correntes de intensidades menores que excitam partes das fibras musculares cardíacas, são igualmente perigosas. Essa excitação parcial pode alterar a propagação elétrica no miocárdio, dessincronizando a atividade cardíaca, causando atividade muscular caótica, chamada fibrilação, que é a mais frequente causa de morte em acidentes elétricos fatais (Cromwell e col., 1973).

Pode ocorrer ainda, se a corrente for suficiente, paralisia respiratória, caso em que os músculos do tórax são tetanizados e a pessoa não consegue mais respirar.

2.3. Valores Limites de Correntes Para os Efeitos Fisiológicos

2.3.1. Introdução

O quadro da figura 2.1 resume a faixa de correntes que produz cada efeito, em um homem de 70 Kg durante 1 a 3 segundos de aplicação de uma corrente de 60 Hz entre as mãos. Uma outra forma de se mostrar os efeitos, aparece no quadro da figura 2.2, onde a corrente é aplicada entre os braços durante 1 segundo com frequência de 60 Hz.

2.3.2. Límiar de percepção

O nível de corrente mínimo que pode ser detectado por uma grande maioria de pessoas é denominado "límiar de percepção". Percebe-se essa corrente elétrica quando se excitam as terminações nervosas da pele e se sente um formigamento sob a mesma. O perigo dessas correntes é a surpresa que pode advir, com os consequentes movimentos involuntários, resultando, às vezes em acidentes. É o caso, por exemplo, de um cirurgião durante uma operação (Galvão e Pallás, 1980). O límiar de percepção varia muito de indivíduo

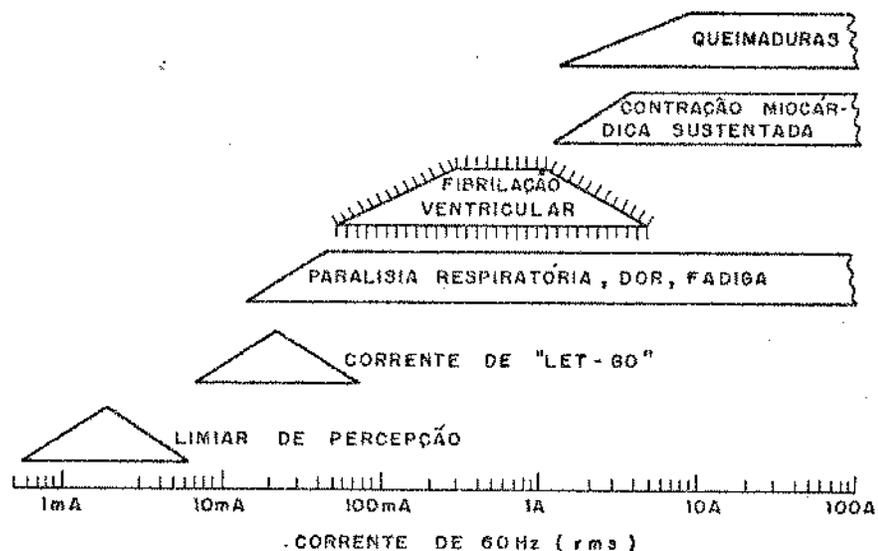


Fig. 2.1 - Efeitos fisiológicos da eletricidade. Limiares ou valores médios estimados são dados para cada efeito em um homem de 70 kg por 1 a 3 segundos de exposição para corrente elétrica aplicada de 60 Hz entre as mãos, segurando condutores de cobre (Olson, 1978)

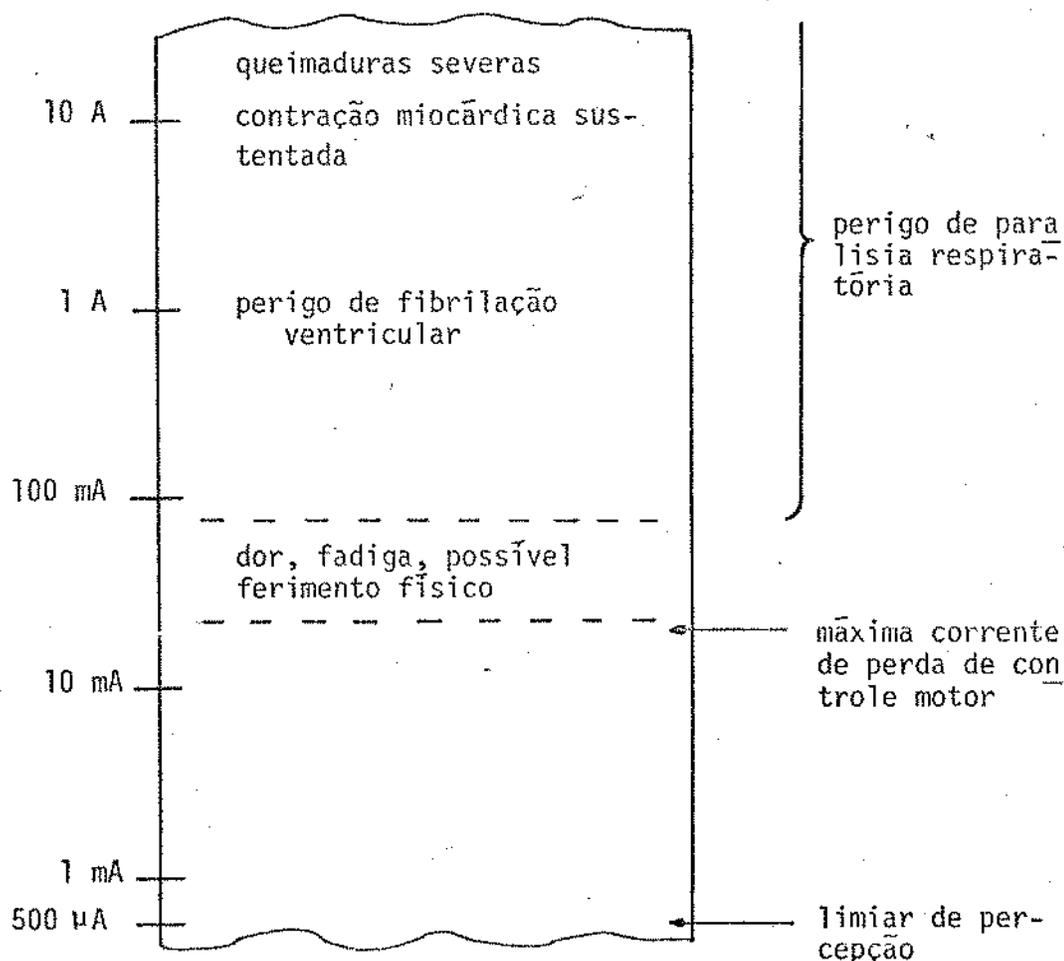


Fig. 2.2 - Efeitos fisiológicos de corrente elétrica de 1 segundo de contato externo com o corpo (60 Hz) (Cromwell e col., 1973)

para indivíduo, além de outros fatores. Tem-se encontrado que correntes baixas como 500 μ A em 60 Hz podem ser percebidas. Correntes abaixo de 100 μ A são perceptíveis se aplicadas diretamente a mucosas (AAMI, 1980). Em 1933, Thompson publicou valores médios de limiares, obtidos em 40 homens e mulheres em função da amplitude e frequência das correntes (Dalziel, 1972). Efetuaram-se estudos em 167 homens, cujos resultados aparecem na figura 2.3 (Dalziel, 1973). Nota-se que os dados seguem uma linha reta, indicando que pode ser dado um tratamento estatístico para os mesmos. O valor médio é em torno de 1,1 mA, sendo que foi utilizado um condutor de cobre nº 8 AWG. Estimou-se a resposta para mulheres (reta da esquerda), com base nos experimentos de Thompson, que é por volta de 2/3 da dos homens, ou seja, 0,7 mA. Limiares de percepção para correntes contínuas variam de 2 a 10 mA e nestas condições um suave aquecimento da pele é percebido (Olson, 1978). Com base nesses estudos, várias organizações estabelecem valores limites de correntes, sendo que os valores mais aceitos são 500 μ A para corrente alternada e 2 mA para corrente contínua (IEC 479, 1974).

2.3.3. Contrações musculares

A menor corrente que pode causar um movimento involuntário inesperado e produzir um acidente como efeito secundário é denominada "corrente de reação". Aumentando-se a corrente, há um momento em que a pessoa não pode se soltar do ponto em que ela é aplicada. Quando isso ocorre, tem-se a "corrente de perda de controle motor" (let-go), isto é, a corrente máxima para a qual a pessoa pode se retirar voluntariamente. Correntes de perda de controle motor foram determinadas para 134 homens e 28 mulheres normais na Escola Médica da Universidade da Califórnia e são mostradas na figura 2.4. Os dados seguem uma distribuição normal e os valores médios são 16 mA para homens e 10,5 mA para mulheres. Para 0,5% da população de homens e mulheres, o limiar de corrente de perda de controle motor é respectivamente 9,5 mA e 6 mA (Dalziel, 1972; 1973).

Correntes excedendo 18 mA contraem os músculos respiratórios, causando asfixia se elas não forem interrompidas. Caso a corrente persista, primeiro colapso, depois inconsciência e finalmente morte advém em poucos minutos (Dalziel, 1972).

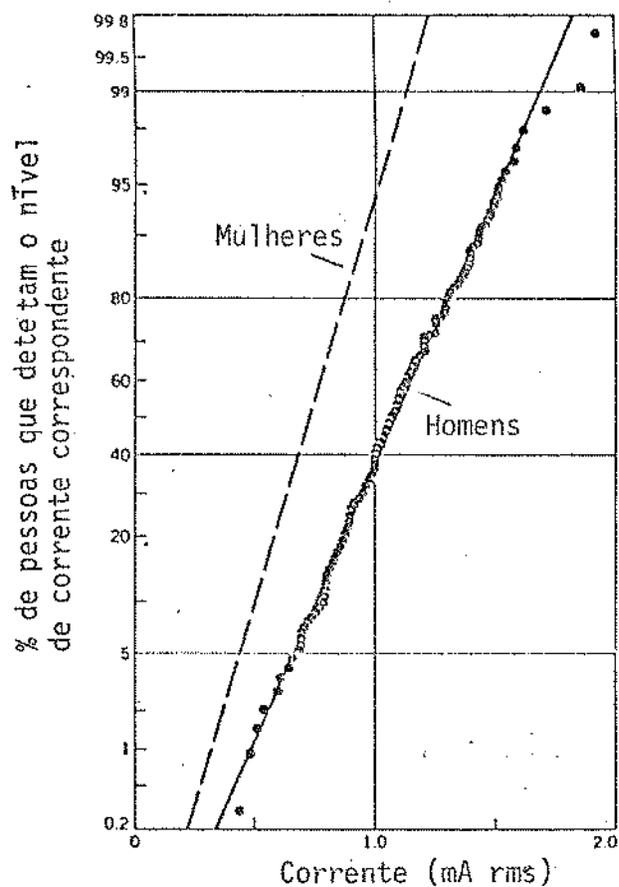


Fig. 2.3 - Limiar de percepção para corrente de 60 Hz (Dalziel, 1973)

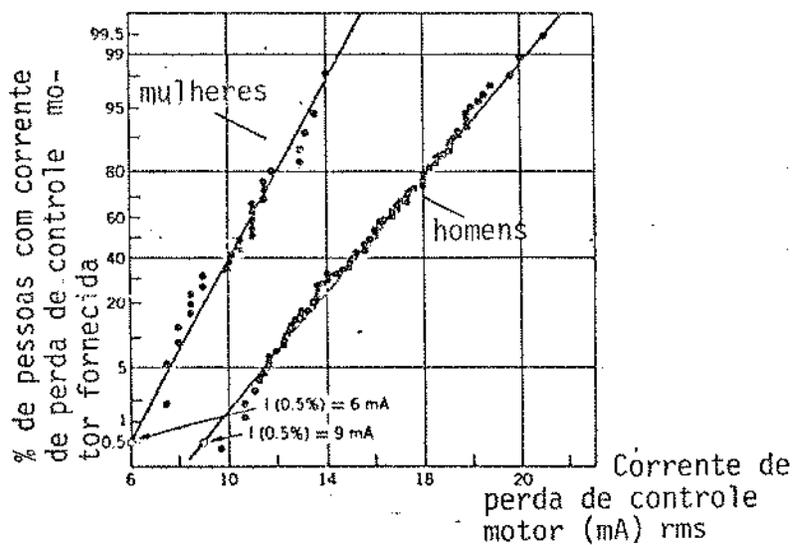


Fig. 2.4 - Corrente de perda de controle motor (Dalziel, 1973)

2.3.4. Fibrilação cardíaca

O coração é um músculo que dispõe de um conjunto de cavidades em seu interior, dispostas de modo que atuam como uma bomba hidráulica, cujo fluído é o sangue. O acionamento da bomba se realiza com base nas propriedades contráteis das fibras musculares que constituem o miocárdio. Essas fibras apresentam a particularidade de se despolarizarem eletricamente e contraírem periodicamente de modo perfeitamente ordenado para se obter um bom rendimento de bomba. Essa coordenação se consegue através dos nódulos sinoauricular e sino aurículo-ventricular que atuam como sincronizadores do conjunto (Galvão e Pallás, 1980). Por outro lado, a atividade cardíaca pode ser registrada eletricamente de várias formas. O eletrocardiograma, visto na figura 2.5, é o registro da atividade elétrica cardíaca por meio de eletrodos aplicados sobre a superfície corporal, captando-se especialmente a despolarização das aurículas (onda P), a despolarização dos ventrículos (complexo QRS) e a repolarização dos ventrículos (onda T) (Rocha e Silva Jr., 1973).

A passagem de uma corrente elétrica de intensidade suficiente, através do coração pode provocar a despolarização de partes do músculo cardíaco, de modo que a propagação da atividade elétrica é alterada, ocasionando o fenômeno conhecido como fibrilação cardíaca. Consiste na contração desordenada das fibras musculares, com o coração perdendo sua eficiência de bomba. Infelizmente esta condição não finda, quando o elemento provocador é retirado. A atividade rítmica normal voltará apenas se um breve pulso de corrente elevado é aplicado através de um desfibrilador, com a finalidade de despolarizar simultaneamente todas as células do músculo cardíaco. Através do registro eletrocardiográfico tem-se constatado que a fibrilação ocorre quando o choque coincide com o início da repolarização ventricular (onda T), isto porque, nesta fase do ciclo cardíaco, já há restauração da excitabilidade celular.

O limiar de fibrilação ventricular para um homem mediano varia de 75 a 400 mA. Os dados são obtidos de animais e extrapolados para homens. Os primeiros experimentos foram realizados pela Bell Telephones e pela Universidade de Colúmbia em 1936 (com bezerras, cães, porcos e carneiros), depois pela Universidade Johns Hopkins em 1959 e por Kiselev na Rússia, sendo seus resultados publicados em 1963. Nos dois últimos experimentos, apenas cães foram utilizados. Em 1968, Dalziel da Universidade da Califórnia e Lee

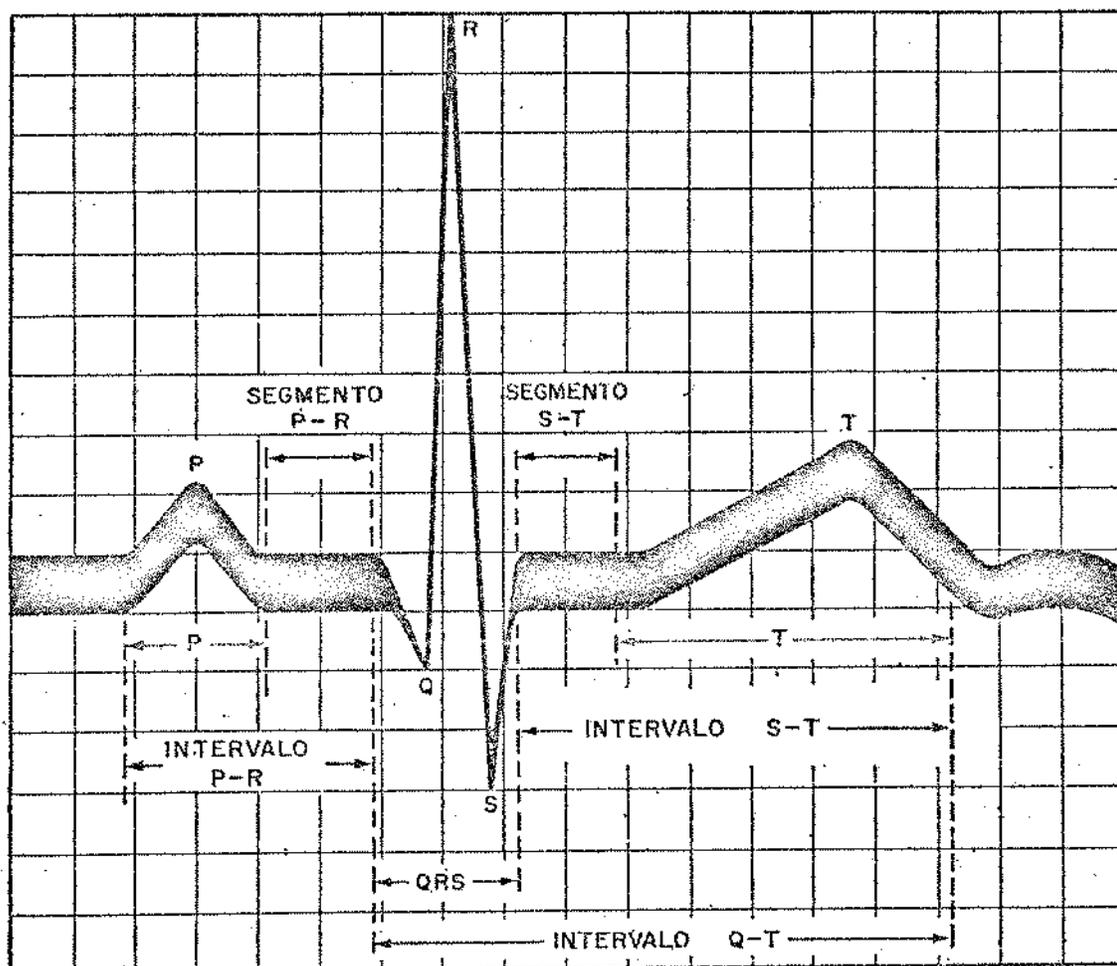


Fig. 2.5 - Registro típico de eletrocardiograma apresentando as ondas P, T e o complexo QRS (Rocha e Silva Jr., 1973)

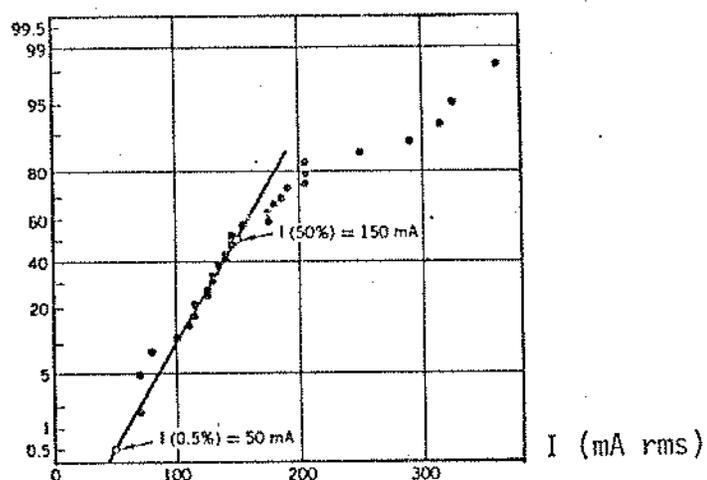


Fig. 2.6 - Percentagem de cães para uma dada corrente de fibrilação com 1 segundo de duração e 60 Hz (Dalziel, 1973)

da Universidade de Manchester, Inglaterra, apresentaram uma análise estatística revisada, com base nos dados obtidos nas pesquisas acima que relacionavam fatores importantes como peso, duração do choque, amplitude de corrente e caminho da corrente através do corpo, concluindo que os resultados relativos a peso do corpo (vide 2.4.3) poderiam ser aplicados ao homem (Dalziel, 1973).

Apresenta-se na figura 2.6, a percentagem de cães, nos quais se observou fibrilação para várias correntes de 60 Hz com 1 segundo de duração. Nota-se que metade da população sofre fibrilação com correntes da ordem de 150 mA fluindo através da pele.

A Norma IEC 479 (1974) estabelece valores variáveis para a corrente capaz de provocar fibrilação, em função do tempo de aplicação, intensidade e frequência, peso do corpo e caminho percorrido pela corrente (vide 2.5).

2.3.5. Contração miocárdica sustentada e queimaduras

Correntes consideravelmente maiores provocam a contração total do coração, com a conseqüente parada de seu funcionamento. Entretanto, quando a corrente é retirada, há um retorno ao ritmo cardíaco normal. Dados provenientes de experimentos com animais mostram que correntes na faixa de 1 a 6 A produzem contração miocárdica total, porém nenhum dano irreversível foi constatado no coração como resultado dessas correntes. Sabe-se muito pouco com relação às correntes excedendo 10 A, particularmente as de curta duração. O aquecimento resistivo causa queimaduras, geralmente nos pontos de entrada, onde a resistência é maior (pele). Tensões superiores a 240V podem perfurar a pele. O cérebro e outros tecidos nervosos perdem toda excitabilidade quando altas correntes são passadas através deles. Ainda, correntes excessivas podem forçar contrações musculares que são fortes bastante para desconectar os ligamentos musculares dos ossos (Olson, 1978).

2.3.6. Fibrilação por meio de cateters

A necessidade de introduzir objetos condutivos dentro do cor-

po, através de aberturas naturais ou através de incisões na pele, diminui ou elimina as proteções naturais fornecidas principalmente pela pele e tecidos conjuntivos. Assim, a introdução de catêteres dentro do sistema circulatório ou mesmo nas câmaras do coração, a fim de realizar medidas de hemodinâmica, acrescenta um fator de risco de fibrilação sobre o paciente, pela passagem de corrente através do cateter, proveniente do exterior do organismo. Em 2.4.4, apresentam-se alguns detalhes importantes na produção de fibrilação por meio de catêteres. Uma série de 37 pacientes estudados por Snider, apresentaram limiares de fibrilação na faixa de 108 a 250 μ A, usando um pequeno cateter intracardíaco (HP, 1970). Investigadores da Universidade Duke mostraram que uma corrente tão pequena quanto 20 μ A, fluindo entre os ventrículos direito e esquerdo em corações de cães podem causar fibrilação ventricular (Craven, 1970). Baseados nestes e outros experimentos, grupos de trabalho que estabelecem padrões de segurança tem adotado o valor de 10 μ A como limite seguro para o homem (IEC 601.1, 1977; AAMI, 1978; UL 544, 1980).

2.4. Parâmetros de Sensibilidade Importantes

2.4.1. Variabilidade das correntes e impedância do corpo e contatos

Até aqui, tem-se analisado o fator intensidade de corrente, como elemento regulador dos efeitos fisiológicos sobre o organismo. Infelizmente, a situação não é tão simples e muitos outros fatores têm influência, deles dependendo o resultado de um contato elétrico com o organismo humano. Exemplificando, há uma grande variabilidade nas pessoas para a determinação dos valores das correntes de percepção e perda de controle motor, dificultando o trabalho das organizações padronizadoras, na determinação de qual é, realmente, o nível de corrente aceitável para cada caso. Com relação à impedância do corpo pode se dizer que é bastante variável e é essencialmente resistiva em baixa frequência. Essa resistência é principalmente determinada pela área de contato e pelas condições da pele, cuja resistência varia de 100.000 a 300.000 Ω/cm^2 , em situação normal (pele seca), chegando a 1% deste valor em situações anormais (pele úmida ou molhada) (Dalziel, 1972). A resistência do corpo humano também é afetada pela TENSÃO DE CONTATO, variando in-

versamente com a mesma (IEC 479, 1974). Além disso, a pele pode ser traspasada, condição em que a resistência do corpo é determinada pelos tecidos, chegando a ser da ordem de 500Ω (Dalziel, 1973).

2.4.2. Frequência e tipo de corrente

O efeito da frequência sobre a corrente de percepção é apresentado na figura 2.7. O limiar para a curva de 50%, começa em 1,1 mA em 60 Hz e aumenta da mesma forma que a frequência. Em 5000 Hz o limiar de percepção é aproximadamente 7 mA, ou seis vezes o valor de 60 Hz. Acima de 100 - 200 kHz, sensações de formigamento mudam para aquecimento. Queimaduras são os efeitos causados por correntes de elevada frequência, sendo utilizada esta propriedade em eletro-cirurgia, onde a corrente concentrada de um gerador de RF, com uma frequência de 2,5 a 4 MHz é usada para cortar tecidos ou coagular pequenos vasos sanguíneos (Cromwell e col., 1973). O efeito da frequência sobre correntes de perda de controle motor é mostrado na figura 2.8. Infelizmente, a menor corrente de perda de controle motor ocorre na faixa de 50-60 Hz, frequências utilizadas em redes de alimentação. Em 5000 Hz, a corrente de perda de controle motor é mais de três vezes o valor de 60 Hz. Procura-se explicar este fato pela curva Intensidade X Duração (correntes de menor duração precisam de maior amplitude para causar o mesmo efeito de uma corrente de maior duração com menor amplitude) e a refratoriedade do tecido excitável. Considera-se, na prática, que correntes com frequência superior a 300 kHz dificilmente afetam o organismo humano (miocárdio). Para frequências inferiores a 10 Hz, o valor da corrente de perda de controle motor aumenta, provavelmente porque os músculos podem relaxar parcialmente durante parte de cada ciclo (Olson, 1978).

Por outro lado, Frenkel, em experimentos realizados com cães, percebeu que correntes alternadas (frequências comerciais) são mais perigosas do que correntes contínuas, de mesmo valor. Explica-se em parte, pelo fato da reação depender grandemente do valor máximo (de pico) e não do valor eficaz, além do componente capacitivo da impedância elétrica do corpo humano (Manoilov, 1975).

Os dados sobre corrente alternada são relativamente numerosos na literatura, em comparação com os dados sobre corrente contínua. Algumas

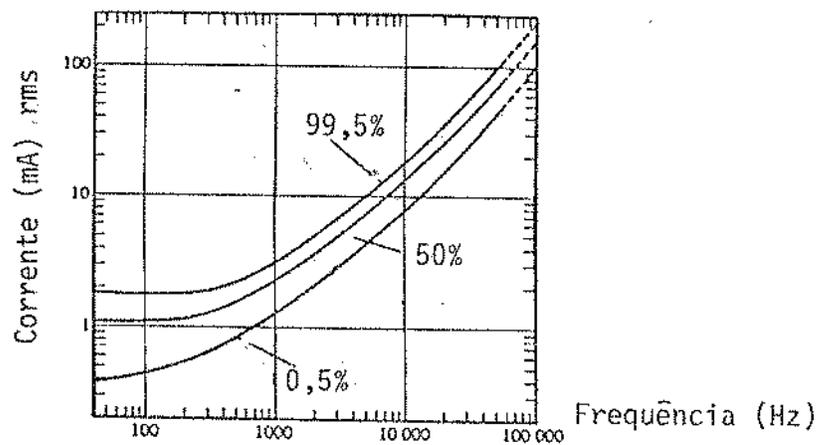


Fig. 2.7 - Limiar de percepção em função da frequência de corrente aplicada (Dalziel, 1973)

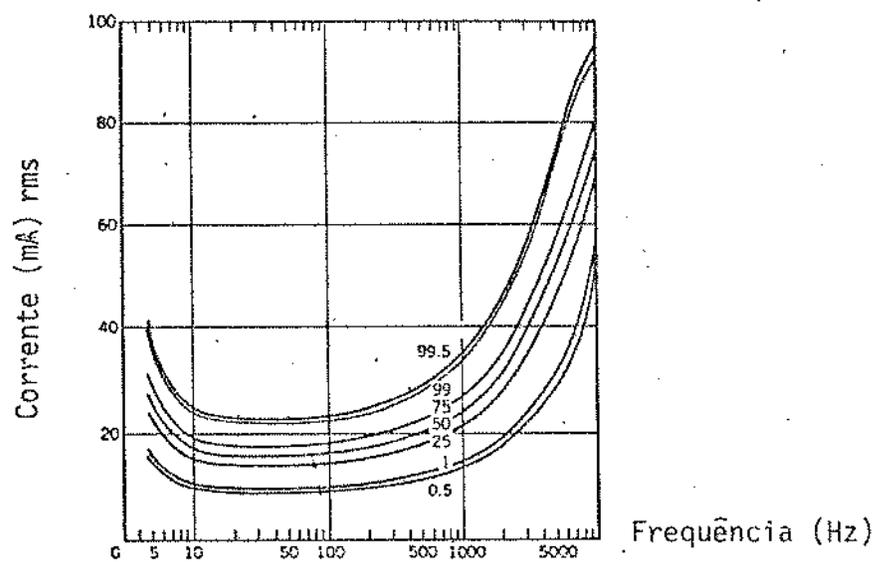


Fig. 2.8 - Corrente de perda de controle motor em função da frequência (Dalziel, 1973)

investigações estabeleceram que a razão entre valores contínuos e alternados, para produzir o mesmo efeito, é maior na faixa de comparativamente baixas correntes e longos períodos (4 para 10 segundos) e menor para altas correntes com pequenos períodos de exposição (1 para 10 milissegundos). Esse relacionamento, que é levado em consideração na Norma IEC 479 (1974), pode ser resumido pela equação:

$$I_{dc} = I_{ac} \cdot \log_{10} t$$

onde: t = período de exposição em milissegundos (restrito a faixa de 10 a 10.000 milissegundos)

I_{ac} = valor eficaz

2.4.3. Duração do choque, peso e caminhos da corrente através do corpo

Apresenta-se na figura 2.9, segundo Dalziel e Lee (1969), a variação da corrente de fibrilação para cães e carneiros em função do período de aplicação sob uma frequência de 60 Hz. Nota-se que há uma diminuição da quantidade de corrente necessária à medida que aumenta a sua duração. A corrente era aplicada entre membro dianteiro e membro traseiro contralateral (máxima distância).

Experimento similar foi realizado por Geddes e colaboradores (1973). Utilizaram-se cães e pôneis na faixa de 5 a 94 Kg, conforme a figura 2.10. Neste caso foi usada a configuração de eletrodos mostrada, ou seja, membro dianteiro esquerdo e membro traseiro esquerdo, porque das três configurações clássicas para registro de Eletrocardiograma - ECG; esta exigiu a menor corrente para induzir fibrilação ventricular. (As configurações clássicas são: I - Entre membros dianteiros, II - Entre membro dianteiro direito e membro traseiro esquerdo e III - Entre membro dianteiro esquerdo e membro traseiro esquerdo).

Além disso, esse estudo incluiu tempos de exposições inferiores a um ciclo cardíaco, pois o coração é mais vulnerável em torno de 100 milissegundos do ciclo, correspondendo à onda T (repolarização ventricular)

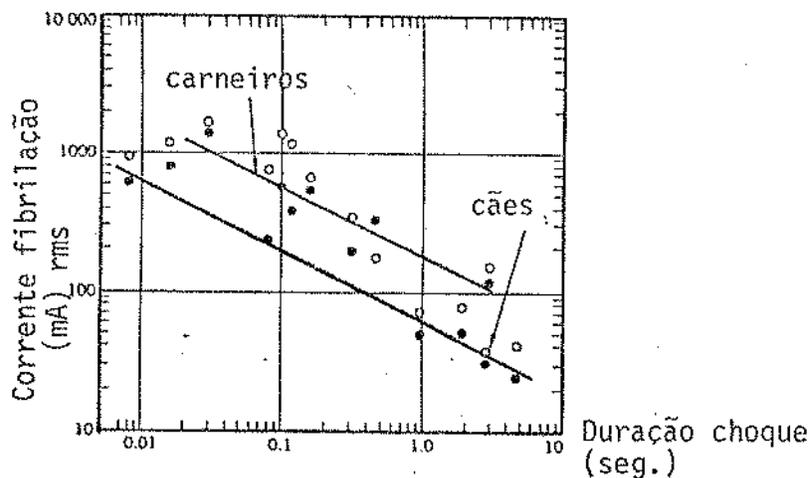


Fig. 2.9 - Corrente mínima de fibrilação em cães e carneiros em função da duração de aplicação (Dalziel, 1973)

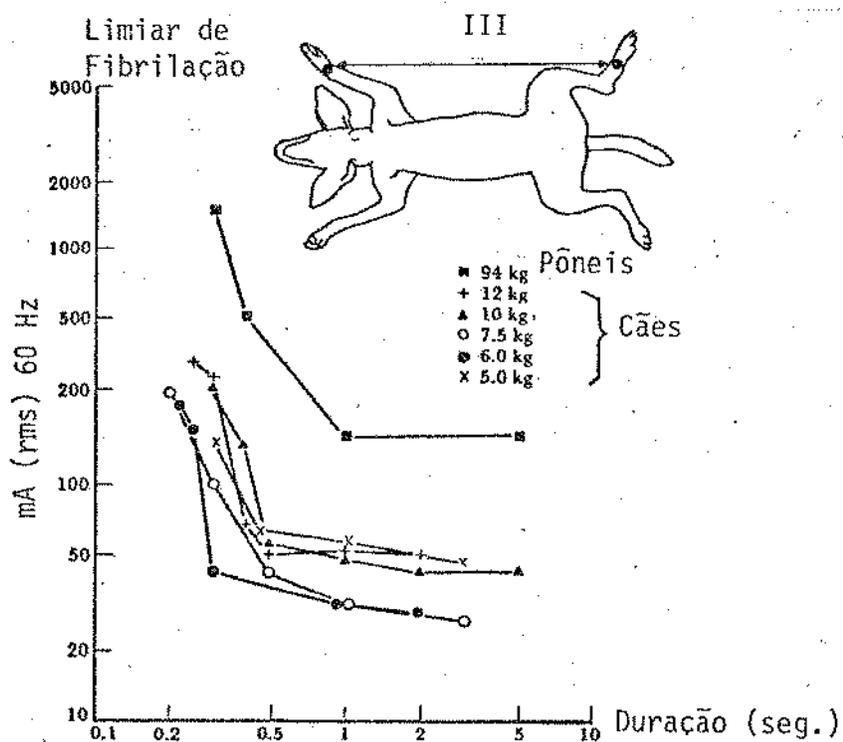


Fig. 2.10 - Limiares de fibrilação ventricular em animais para corrente de 60 Hz. Duração de corrente e peso do corpo foram variados (Geddes e col., 1973)

do ECG. Correntes de pequena duração, têm limiares de fibrilação maiores, pois podem coincidir com outras fases do ciclo cardíaco, não tão perigosas. Na figura 2.11, representa-se a corrente mínima de fibrilação de 60 Hz em cães, tendo como variável o peso destes, durante 3 segundos de aplicação. Observa-se que à medida que aumenta o peso do animal, a corrente aumenta proporcionalmente. Este resultado é esperado, já que a corrente tende a se dispersar no maior volume do animal. O resultado obtido, que permite extrapolação para o homem, estabelece que a relação entre corrente de fibrilação mínima e peso do animal, para 60 Hz, é:

$$I(\text{mAeficaz}) = 3,68 P(\text{kg}) + 28,5$$

Dalziel e Lee (1969), através de seus estudos (vide 2.3.4), chegaram à conclusão de que fibrilação ventricular em frequências comerciais, é improvável de ocorrer em um adulto normal se a intensidade do choque é inferior a $116/t^{1/2}$ mA, onde t é dado em segundos. A relação anterior é válida, quando a corrente é aplicada sobre a pele, com a pessoa mantendo intactas suas defesas naturais.

2.4.4. Área do cateter e densidade de corrente

Em certos procedimentos médicos, cateteres condutivos são introduzidos dentro do corpo e alguns diretamente ao coração, sendo eliminada a proteção fornecida pela resistência da pele e contatos. Assim sendo, convém conhecer-se os níveis de corrente que produzem fibrilação, através de um cateter, alterando-se os parâmetros deste.

Roy e colaboradores (1976, 1977) realizaram experimentos com um cateter de área ativa variável aplicada sobre o pericárdio do coração de cães de várias raças e tamanhos. O formato do cateter é visto na figura 2.12. A figura 2.13 apresenta os níveis de correntes para produzirem fibrilação em função da área ativa do cateter, assim como falhas de bombeamento. Os valores médios de limiares de fibrilação variam desde 60 μ A para a menor área ativa do cateter (0,224 mm²) até 1000 μ A para a maior (90 mm²). A figura

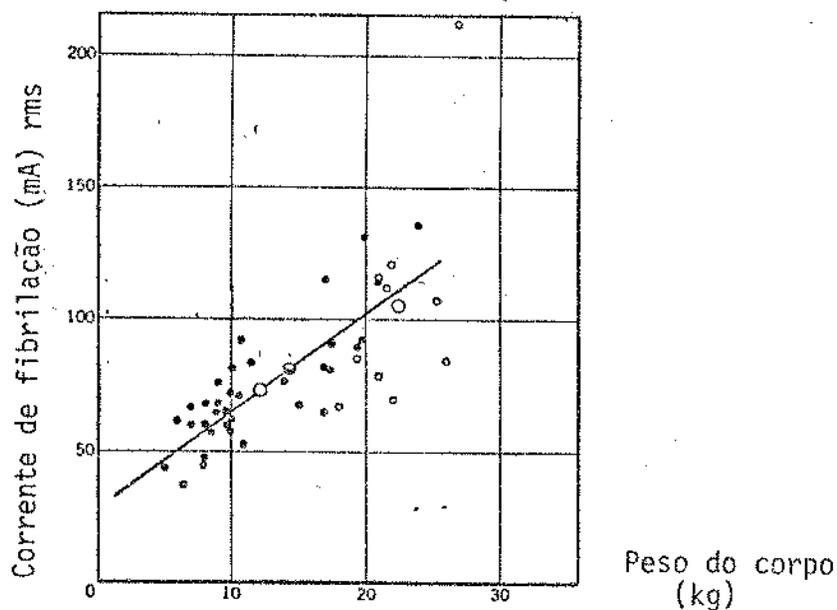


Fig. 2.11 - Corrente de fibrilação mínima em função do peso do corpo para 3 segundos de aplicação - 60 Hz (Dalziel, 1973).

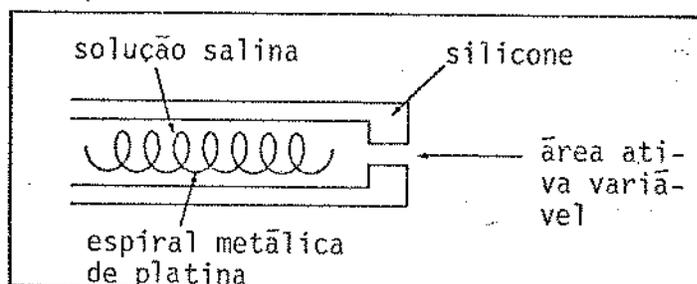


Fig. 2.12 - Cateter experimental de Roy e col. (1977)

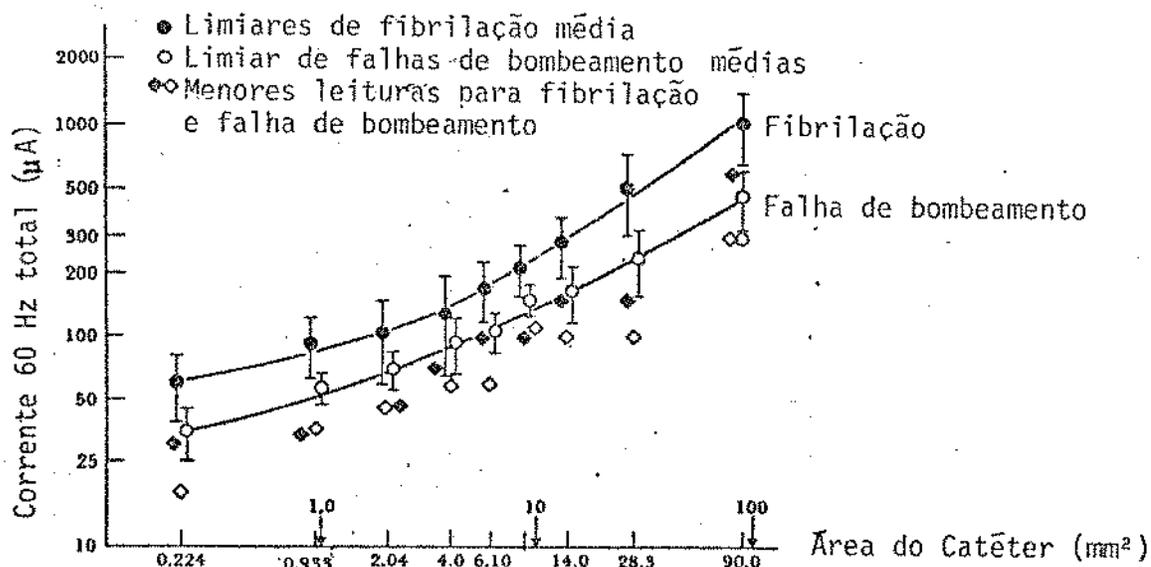


Fig. 2.13 - Limiares de fibrilação e falha de bombeamento em função da área do cateter em 60 Hz (Roy e col., 1977)

2.14 apresenta a densidade de corrente necessária para produzir fibrilação em função da área ativa do cateter, mostrando que a fibrilação não é produzida em densidades de correntes fixas e nem apresentando um valor limite mínimo. A menor densidade de corrente que produziu fibrilação foi $5,3 \mu\text{A}/\text{mm}^2$. Conclui-se das figuras 2.13 e 2.14 que a área ativa do cateter tem uma grande importância na produção de fibrilação cardíaca. Outra observação importante é que os cateteres intracardíacos de diâmetros reduzidos, apesar de apresentarem uma resistência interna elevada que limita as correntes de fuga, podem provocar fibrilação.

2.5. Sumário

Como resumo dos efeitos de correntes aplicadas sobre a pele, se incluem as figuras 2.15, 2.16 e 2.17 que são as internacionalmente aceitas para efeitos de normalização (IEC 479, 1974). Nota-se que os parâmetros mais importantes, além da intensidade, são a frequência e a duração do choque. As curvas são válidas para adultos (mínimo de 50 Kg) e caminho da corrente através das extremidades do corpo.

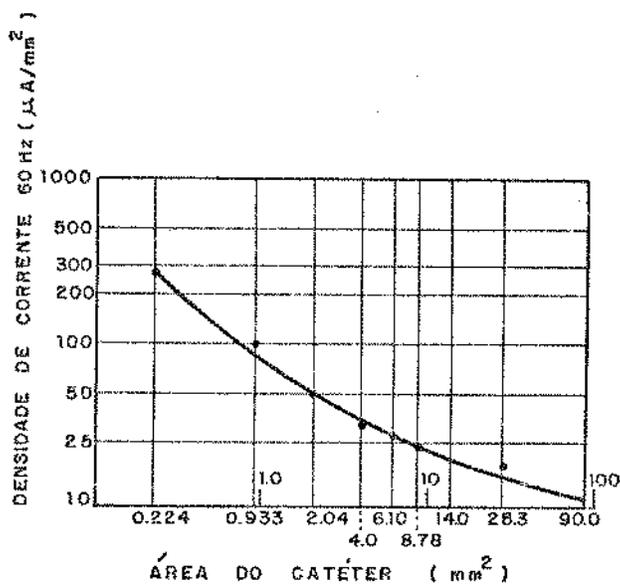
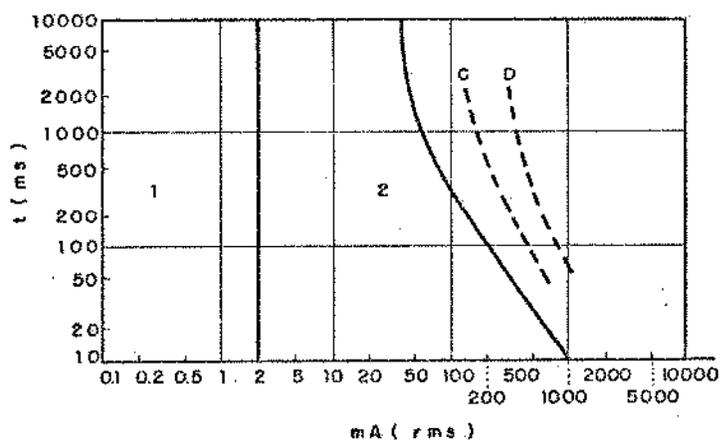


Fig. 2.14 - Densidade de corrente necessária para produzir fibrilação em função da área ativa do cateter (Roy e col., 1977)



- 1 - NENHUMA REAÇÃO
- 2 - NENHUM EFEITO PERIGOSO
- C - PROBABILIDADE FIBRILAÇÃO 0.5%
- D - PROBABILIDADE FIBRILAÇÃO 50%
- C, D - ENSAIOS EM CÃES

Fig. 2.15 - Efeitos de corrente contínua (IEC 479, 1974)

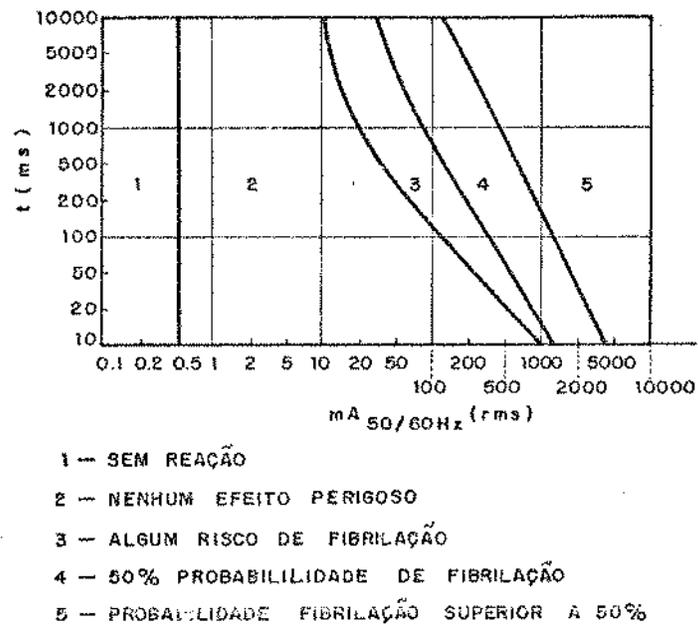


Fig. 2.16 - Efeitos de corrente alternada (IEC 479, 1974)

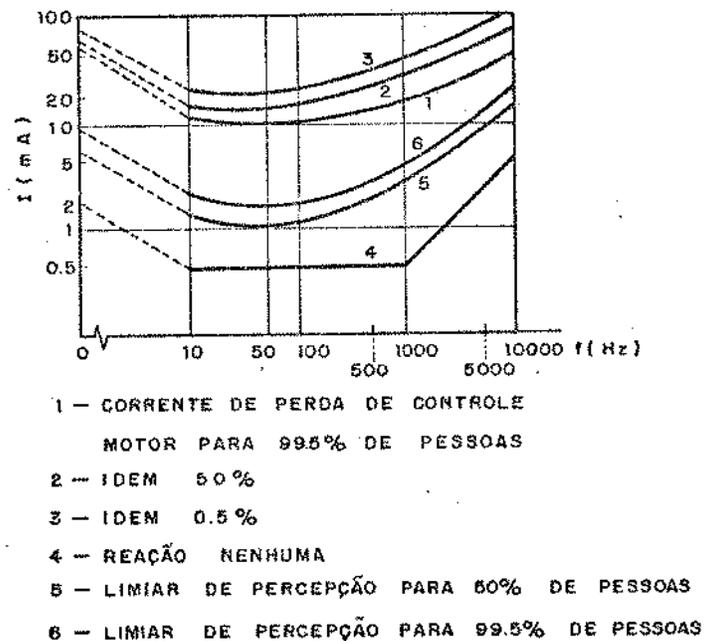


Fig. 2.17 - Efeitos da frequência (IEC 479, 1974)

CAPÍTULO 3

ANÁLISE DOS RISCOS DE CHOQUES ELÉTRICOS

3.1. Macrochoques e Microchoques

Muitas situações de riscos elétricos provocadas por EQUIPAMENTOS ELETROMÉDICOS e instalações elétricas podem ocorrer no ambiente médico-hospitalar, afetando o paciente e o pessoal médico, além dos próprios equipamentos e instalações. Um equipamento pode fornecer dados errados pelo fato de estar imprópriamente ajustado ou calibrado, ou porque está conectado de forma incorreta. Por outro lado, as instalações elétricas podem não estar projetadas de acordo com as exigências funcionais dos equipamentos, comprometendo mais ainda o aspecto de segurança elétrica. Em ESTABELECIMENTOS MÉDICOS, os riscos elétricos, geralmente, são devidos a (Roth e col., 1975):

1. Ação de energias liberadas pelos equipamentos, quer em CONDIÇÃO NORMAL ou em CONDIÇÃO DE PRIMEIRA FALHA;
2. Interrupção do fornecimento de energia elétrica, quando a sobrevivência do paciente depende desse fornecimento e;
3. Riscos de explosões quando são utilizados anestésicos inflamáveis em locais como salas cirúrgicas.

Particularmente, neste trabalho, se estudam os casos de choques elétricos, pertencentes ao primeiro grupo, possíveis de ocorrerem no AMBIENTE DE PACIENTE e que são conhecidos como macrochoques e microchoques (Friedlander, 1971).

O macrochoque é classificado como devido aos contatos estabelecidos externamente no corpo, estando a pele intacta, podendo, portanto, atingir tanto paciente quanto pessoal médico. O microchoque é aquele provocado por contatos dentro do organismo, através de cateteres ou eletrodos, aplicados no coração ou próximo dele, atingindo o paciente (Friedlander, 1971). A palavra micro dá idéia de pequeno, porém, o efeito do microchoque, que é cau

sado por correntes pequenas, pode ser fatal, da mesma forma que o macrochoque. Macrochoques são comuns de acontecerem em virtude de FALHAS elétricas no equipamento, provocadas por quebra de isolamento, capacitores em curto ou defeitos mecânicos que provocam curtos, aliados a defeitos no sistema de distribuição de energia elétrica ou má utilização efetuada pelo USUÁRIO. Microchoques resultam, geralmente, de correntes de fuga de equipamentos e de diferenças de potencial entre superfícies condutivas aterradas, consequência de projetos mal elaborados (Olson, 1978).

3.2. FALHAS em Equipamentos e Correntes de Fuga

As FALHAS de equipamentos relacionados anteriormente podem estar associadas a problemas com cordões ou cabos de alimentação, assim como com plugues e tomadas defeituosas. É possível para uma carcaça (chassis) de equipamento tornar-se SOB TENSÃO, mesmo existindo um CONDUTOR DE ATERRAMENTO PARA PROTEÇÃO, como é visto adiante. Há sempre o risco de curto-circuitos acidentais quando fluídos como sangue, urina, vômitos, soluções ou mesmo água entram em contato com equipamentos ou são derramados próximos deles. Tais riscos acontecem em áreas sujeitas às condições acima, como por exemplo em recintos de hemodíalise. Esses riscos são, normalmente, bem caracterizados e um bom programa de manutenção preventiva coloca-os sob controle (HP, 1971).

Existe uma classe de riscos, completamente distinta, que pode ser fatal para pacientes eletricamente sensíveis. A fonte de tais riscos envolve o termo "corrente de fuga". Essa denominação, é infeliz para o fenômeno, já que ela implica em que algo está falhando, quando que há corrente de fuga em todo equipamento ligado à rede de alimentação, com maior ou menor intensidade, de acordo com as características de projeto (Buckstein, 1973). Define-se como "corrente de fuga", aquela que flui entre as partes ativas ou SOB TENSÃO do equipamento e as partes metálicas acessíveis, isto é, a corrente que flui contornando ou atravessando a isolamento (IEC 601.1, 1977). Geralmente, esta corrente apresenta uma forte componente reativa devido a acoplamentos capacitivos entre o cordão de alimentação, transformadores, filtros de RF (quando existirem) e a carcaça do equipamento, assim como uma pequena componente resistiva devido à perda de isolamento do cordão de alimentação (Galvão e Pallás, 1980).

A corrente de fuga devido ao cordão de alimentação varia com o comprimento e o material isolante do mesmo. Para 120 V, 60 Hz, a corrente de fuga pode ser calculada aproximadamente por:

$$I (\mu\text{A/m}) = 0,0452 \times C (\text{pF/m})$$

A capacitância C fica determinada em uma faixa relativamente estreita, de modo que a corrente de fuga alcança valores entre 4,6 a 7,5 $\mu\text{A/m}$ em cordões ou cabos de alimentação comerciais (Roth e col., 1975). Atualmente, se conseguem cabos ou cordões com fugas da ordem de $1\mu\text{A/m}$, isolados com polietileno ao invés de vinil ou borracha, usados anteriormente (Bahill, 1981; DTC, 1982).

Alguns equipamentos incorporam capacitores ou combinações indutivo-capacitivas (LC), conectados de condutores que são ligados à rede de alimentação para a carcaça a fim de evitar sinais espúrios gerados dentro do equipamento. A fuga é proporcional à capacitância e frequentemente é bem superior àquela devido aos cordões de alimentação.

Outra fonte de fugas é o transformador de energia do equipamento, onde a proximidade do enrolamento primário para o núcleo e para o enrolamento secundário causa fluxo de corrente de fuga entre os enrolamentos e para o núcleo. De particular interesse é a fuga do enrolamento primário para a carcaça, que varia consideravelmente entre instrumentos, dependendo do tamanho físico do transformador, de como ele é construído e de qual lado do enrolamento primário é conectado ao condutor neutro (Roth e col., 1975).

O risco de corrente de fuga fluindo para a carcaça pode ser eliminado via um CONDUTOR DE ATERRAMENTO PARA PROTEÇÃO que põe a carcaça aproximadamente ao potencial de terra, conforme a figura 3.1, em que se resumem as causas das correntes de fuga (HP, 1971).

3.3. Distribuição de Energia Elétrica

Geralmente, um sistema de distribuição de energia elétrica,

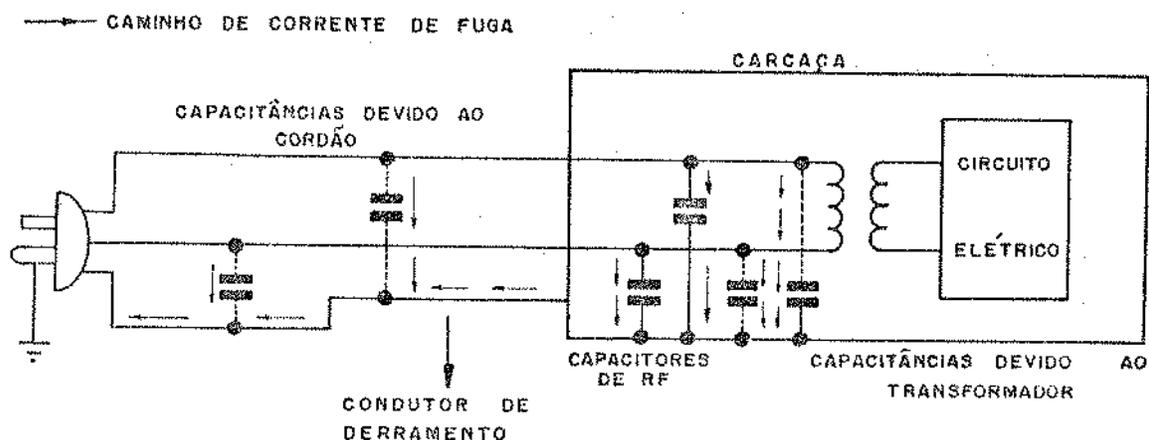


Fig. 3.1 - Origem das correntes de fuga e 3º condutor (HP, 1971)

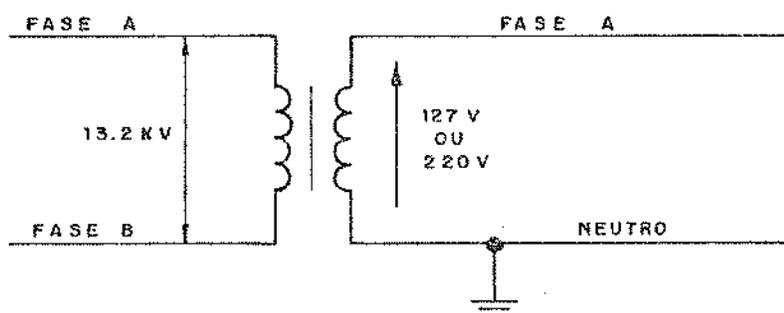


Fig. 3.2 - Disposição do sistema de distribuição de energia por fase no secundário

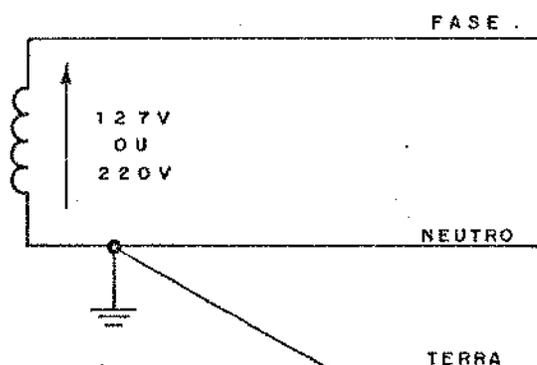


Fig. 3.3 - Sistema de distribuição para fins médicos

apresenta as características da figura 3.2, por fase. A alta tensão proveniente da concessionária de energia elétrica (13,2 kV) alimenta um transformador ligado em triângulo no primário, cujo secundário, ligado em estrela com o neutro aterrado, apresenta tensões de 220V/127V ou 380V/220V. As tomadas normalmente apresentam tensões na faixa de 110 a 220 V (para 127 V), sendo que a maioria dos equipamentos, circuitos de iluminação, etc., operam nessas tensões. Entretanto, equipamentos pesados, tais como condicionadores de ar, secadoras elétricas, aparelhos de raios-X e outros exigem 220 V no mínimo para seus funcionamentos (Olson, 1978). Atualmente há uma tendência para se usar o sistema 380V/220V, já que diminui a seção transversal dos condutores, reduzindo os custos da instalação (Elet. Moderna, 1978).

Em ESTABELECIMENTOS MÉDICOS é utilizado um terceiro condutor, com finalidade de proteção, como mostra a figura 3.3 (IEC 62A55, 1981; NFPA 70, 1981). Esse condutor é aterrado no secundário do transformador, juntamente com o condutor neutro, porém normalmente não conduz corrente alguma, ao contrário do neutro (Fischer, 1975).

Utilizam-se também em RECINTOS PARA FINS MÉDICOS, sistemas de distribuição de energia isolados, com o propósito original de evitar riscos de explosões em locais que apresentem tal perigo (vide 5.3.6). Os dois condutores SOB TENSÃO, são isolados da terra, através de um transformador isolador, como se observa na figura 3.4. Porém, o CONDUTOR DE ATERRAMENTO PARA PROTEÇÃO deve existir para proteger os equipamentos e prevenir FALHAS à terra.

3.4. Análise dos Riscos Elétricos

3.4.1. Macrochoques

3.4.1.1. Equipamento com apenas dois condutores

Na figura 3.5, é apresentado um caso típico de macrochoque, em que o equipamento é alimentado através de dois condutores (fase e neutro aterrado) (Galvão e Pallás, 1980). Havendo um curto-circuito ou perda de isolamento do cordão de alimentação com a carcaça, esta é submetida à tensão da

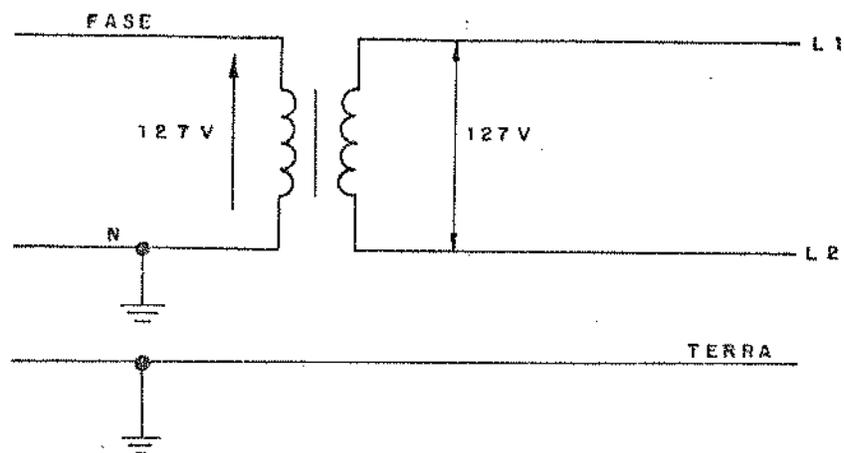
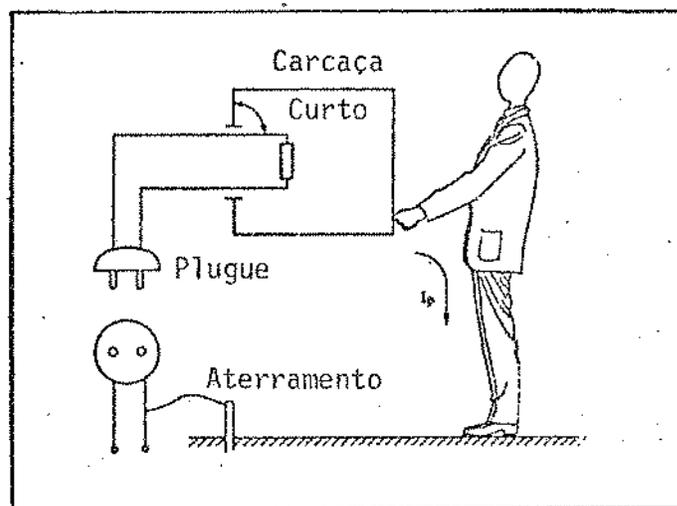
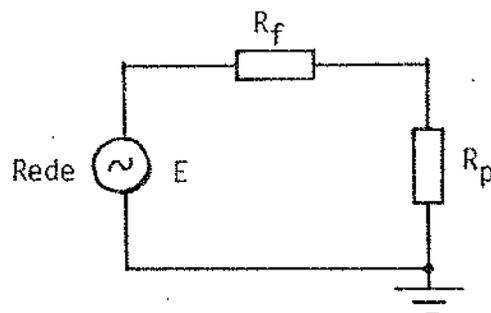


Fig. 3.4 - Sistema de distribuição de energia com transformador isolador



(a)



(b)

Fig. 3.5 - Macrochoque com equipamento com apenas 2 condutores
(a) Ilustração; (b) Circuito equivalente. (Galvão e Pallás, 1980)

rede de alimentação. Quando um USUÁRIO toca a carcaça, estabelece um caminho à terra para a corrente, que é limitada principalmente pela resistência dos contatos do indivíduo com o equipamento e o piso. Em 3.5.(b), se apresenta o circuito equivalente da figura 3.5.(a). Supondo-se que a resistência de FALTA é igual a 1Ω e a resistência da carcaça até terra, através do paciente igual a $10\text{ k}\Omega$ (provável para bom contato com carcaça e com o piso molhado, por exemplo), a corrente é determinada por:

$$I_p = \frac{E}{R_f + R_p} = \frac{120\text{ V}}{10\text{ k}\Omega} = 12\text{ mA}$$

Corrente esta que é detectada pelo USUÁRIO, provocando, pelo menos, uma reação que poderia ter consequências mais perigosas (vide 2.3.3).

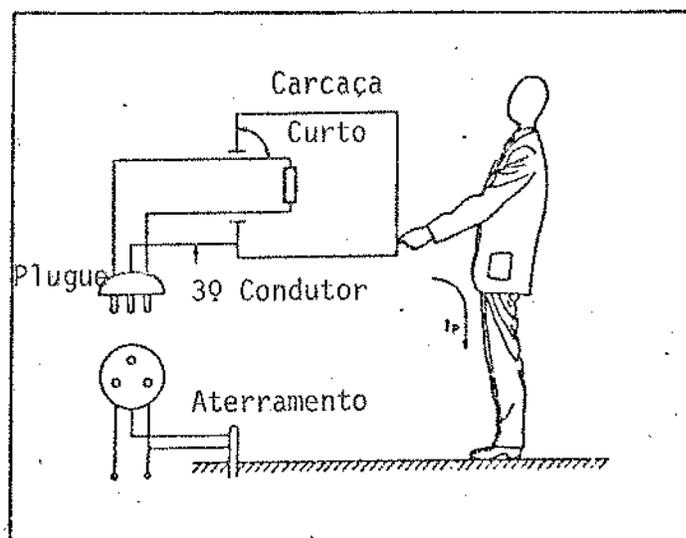
Para solucionar esse problema, a carcaça é ligada à terra através de um terceiro condutor, que proporciona baixa impedância para a corrente, em paralelo com o USUÁRIO, desviando-a diretamente para terra, como é mostrado na figura 3.6 (Galvão e Pallás, 1980). O circuito equivalente de 3.6.(a) é apresentado em 3.6.(b). Exprime-se a corrente através do USUÁRIO por:

$$I_p = \frac{E}{R_f + R_p(1 + R_f/R_c)}$$

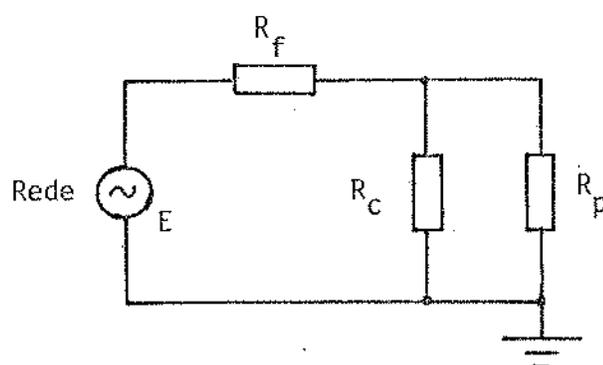
Considerando-se $R_f = 1\Omega$, $R_c = 0,1\Omega$, $R_p = 10\text{ k}\Omega$ e $E = 120\text{ V}$, a corrente $I_p = 1,1\text{ mA}$, isto é, há uma redução da ordem de 11 vezes, em relação ao caso da figura 3.5 apenas pela utilização do condutor de proteção. Acontece algo semelhante, à figura 3.5 em termos de risco elétrico, quando o equipamento possui o condutor de proteção, porém as instalações são de dois condutores. Isto é comum, no Brasil, onde se costuma utilizar adaptadores de três para dois condutores, que interligam o cordão de alimentação e a tomada, ou mesmo suprimir o terceiro condutor do plugue. Obviamente que ao se fazer estas operações, a segurança elétrica, volta a ser igual ao de equipamento sem condutor de proteção (Pinto de Mello, 1971; IE/USP, 1979).

3.4.1.2. Equipamento com condutor de proteção

Além do risco elétrico provocado pela inexistência do condutor de proteção, pode haver outros riscos, mesmo havendo tal condutor, como



(a)



(b)

Fig. 3.6 - Equipamento com condutor de proteção. (a) Ilustração; (b) Circuito equivalente. (Galván e Pallás, 1980)

é visto a seguir.

3.4.1.2.1. Ruptura do condutor de proteção

No exemplo anterior (figura 3.6), o USUÁRIO faz contato com a terra, através do piso (que pode estar seco, úmido ou molhado). Neste exemplo, o contato para terra é estabelecido através da carcaça de um outro equipamento, estando o USUÁRIO isolado do piso. Para ocorrer um macrochoque, basta se tocar o equipamento A, que apresenta uma FALTA para carcaça. Além disso, o condutor de proteção do equipamento A está interrompido, fazendo com que a corrente circule pelo paciente, carcaça do equipamento B e terra, via condutor de proteção do equipamento B. A situação aparece resumida na figura 3.7.

3.4.1.2.2. Tomadas incorretamente polarizadas

Uma tomada com condutores alterados pode causar um macrochoque, mesmo com o equipamento estando em perfeitas condições. Esta situação é ilustrada na figura 3.8, onde o condutor SOB TENSÃO (fase) é conectado diretamente à carcaça do equipamento. O contato do USUÁRIO para terra pode se dar via piso (corrente I_1) ou carcaça de outro equipamento (corrente I_2) ligado em tomada corretamente polarizada (Buckstein, 1973; Kanter, 1974). É importante perceber desses exemplos que o uso do condutor de proteção é necessário, porém, não suficiente para a segurança elétrica hospitalar. É preciso verificar rotineiramente o estado dos cordões e cabos de alimentação, situações das tomadas, etc., mediante o estabelecimento de uma série de testes preventivos.

3.4.2. Microchoques

Um "paciente eletricamente sensível" é aquele cujas proteções naturais fornecidas pela pele e tecidos estão reduzidas ou eliminadas em razão de alguma conexão elétrica para ou nas proximidades do coração. Nessas condições admite-se que o paciente apresente uma resistência total da ordem de 500 a 1000 Ω , sendo inclusive utilizados esses valores para simular o paciente em testes preventivos (vide apêndice I). Tais conexões podem ser

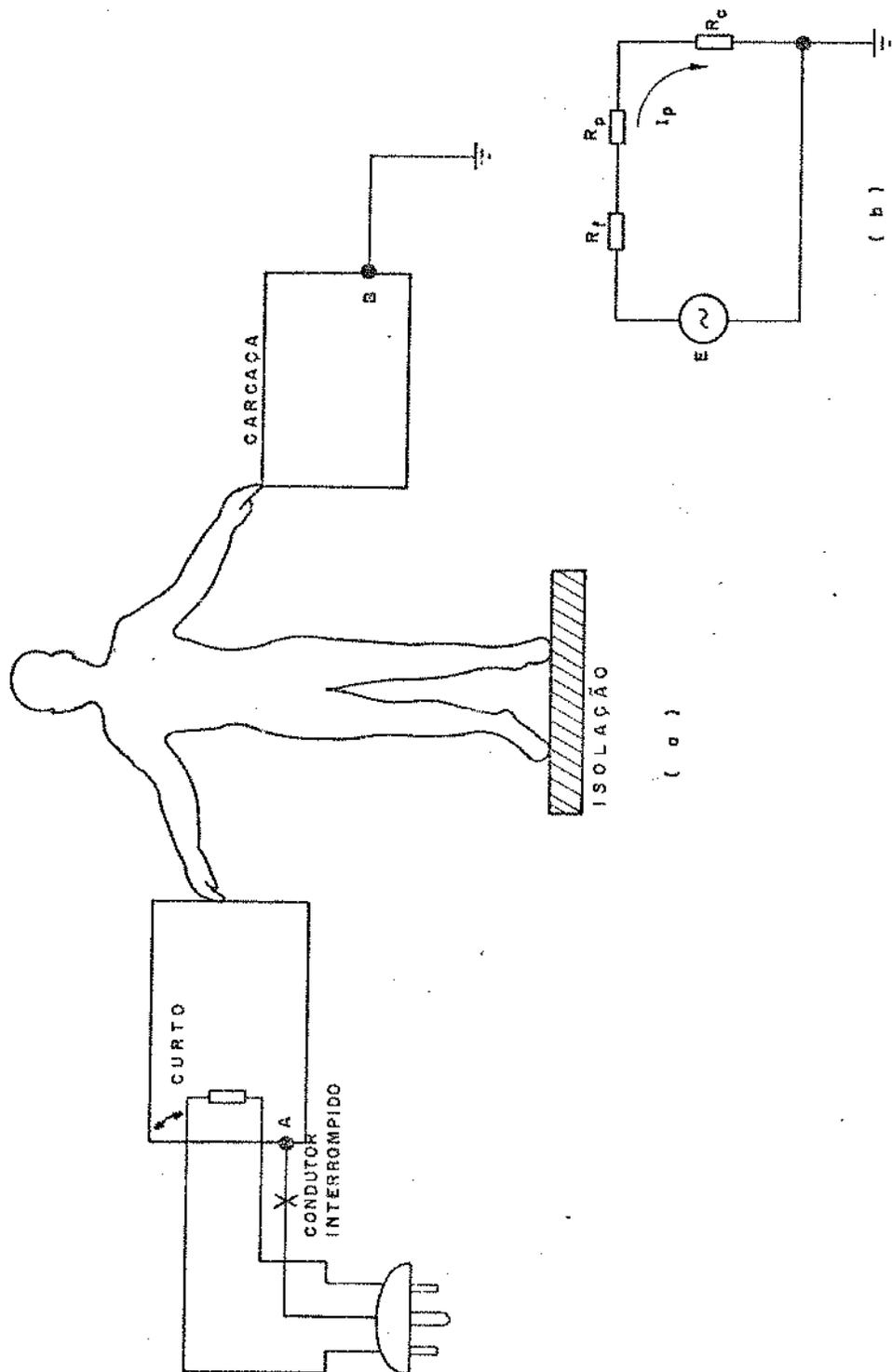


Fig. 3.7 - Ruptura do condutor de proteção. (a) Ilustração; (b) Circuito equivalente

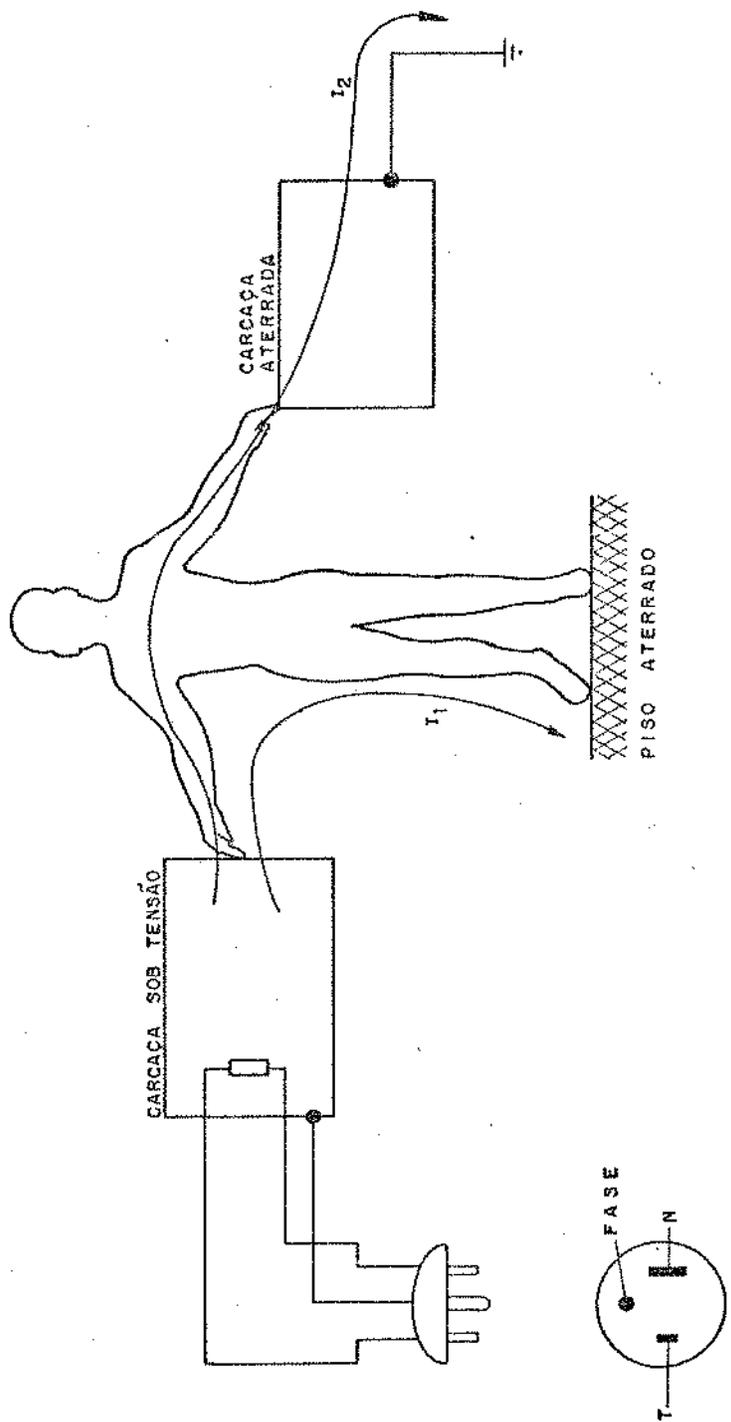


Fig. 3.8 - Tomada incorretamente polarizada

provocadas por eletrodos intracardíacos de eletrocardiógrafos, eletrodos de marcapassos cardíacos, catêteres colocados no coração para medir pressão sanguínea, retirar amostras de sangue, injetar substâncias como corantes ou drogas, etc (Olson, 1978). A seguir se descrevem alguns tipos clássicos de microchoques que podem ocorrer, ressaltando-se, contudo, que não são os únicos, de forma que muitas outras situações de risco são possíveis na prática.

3.4.2.1. Ruptura do condutor de proteção

Na figura 3.9.(a), apresenta-se um paciente cateterizado, firmemente aterrado, com o equipamento apresentando corrente de fuga (Thomas, 1974). A figura 3.9.(b) representa o circuito equivalente, em que Z_i é a impedância de isolamento, através da qual existe fuga. Esta impedância é elevada e a situação se comporta como uma fonte de corrente. Supondo-se que $Z_i = 1 \text{ M}\Omega$, $R_c = 0,1 \Omega$ e $R_p = 500 \Omega$ e que a conexão do equipamento para o paciente através do cateter não é isolada (atualmente, a maioria dos EQUIPAMENTOS ELETROMÉDICOS que possuem conexões diretas ao paciente são do tipo isoladas, limitando a corrente de fuga a valores ínfimos), passaria pelo paciente $I_p \approx 24 \text{ nA}$ e $119,976 \mu\text{A}$ pelo CONDUTOR DE ATERRAMENTO PARA PROTEÇÃO. Caso haja a ruptura do condutor de proteção, os $120 \mu\text{A}$ fluem pelo paciente, podendo ser fatal para o mesmo, já que o limite seguro é aceito como $10 \mu\text{A}$ para um paciente eletricamente sensível (vide 2.3.6).

Um outro caso, totalmente inesperado, que pode vitimar um paciente, é ilustrado na figura 3.10.(a), onde há ruptura do CONDUTOR DE ATERRAMENTO PARA PROTEÇÃO do motor da cama, em que o paciente se encontra. O paciente está conectado a um marcapasso, via eletrodos internos, que funciona com baterias e a um monitor de ECG, do tipo convencional. Em um determinado instante, uma enfermeira se aproxima para ajustar o marcapasso, tocando simultaneamente nos fios deste e na cama. Dessa maneira, se estabelece um caminho para a corrente de fuga do motor, passando através do coração do paciente conforme o circuito equivalente da figura 3.10.(b). Supondo-se que a entrada do monitor de ECG não seja isolada, pode ser efetuado um cálculo aproximado da corrente, que circula pelo paciente. Se a capacitância entre o motor e a cama é 2500 pF , cada resistência de contato da enfermeira é $100 \text{ k}\Omega$ e a resistência entre o paciente e a terra é 500Ω , a corrente fica determina

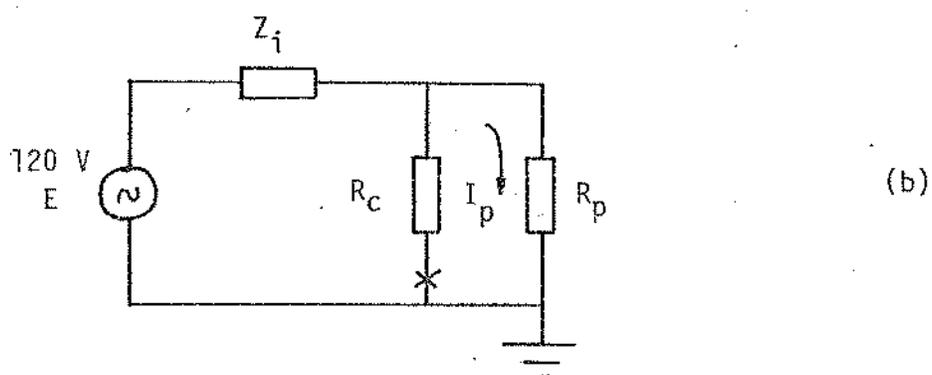
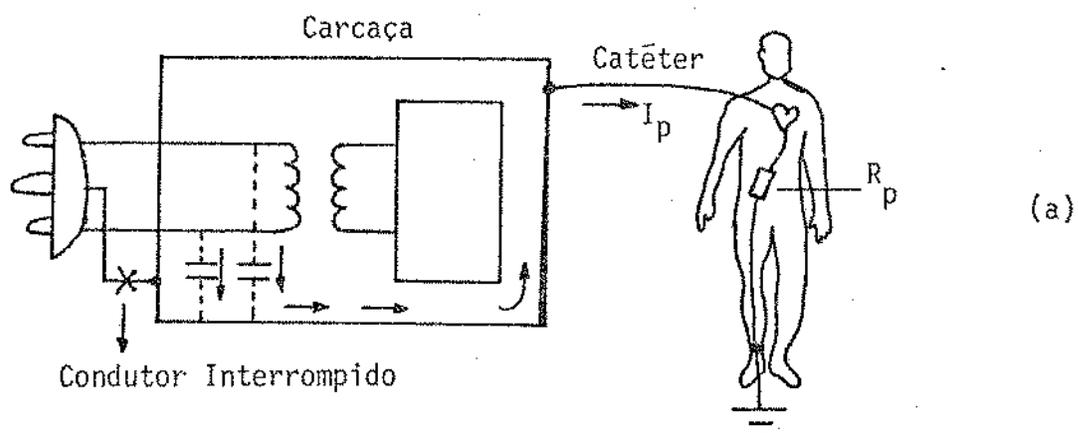
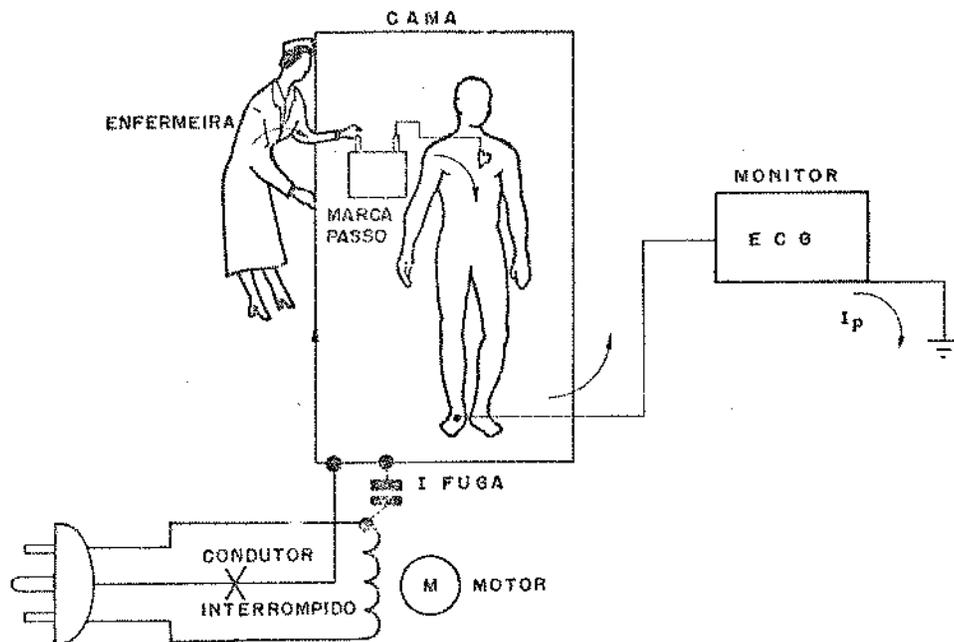
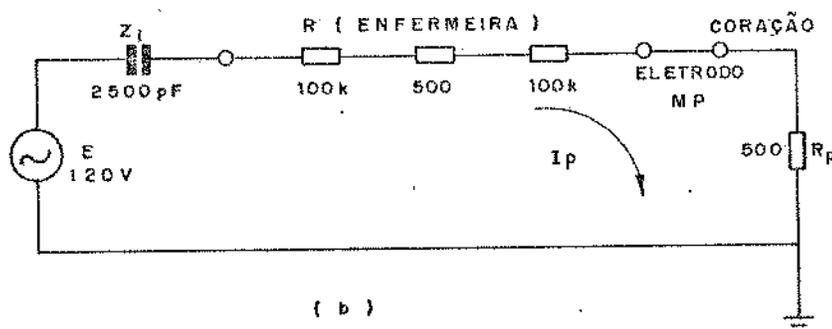


Fig. 3.9 - Ruptura do condutor de proteção com paciente cateterizado
 (a) Ilustração; (b) Circuito equivalente. (HP, 1971)



(a)



(b)

Fig. 3.10 - Microchoque com falha do condutor de proteção
 (a) Ilustração; (b) Circuito equivalente
 (Galvão e Pallás, 1980)

da por:

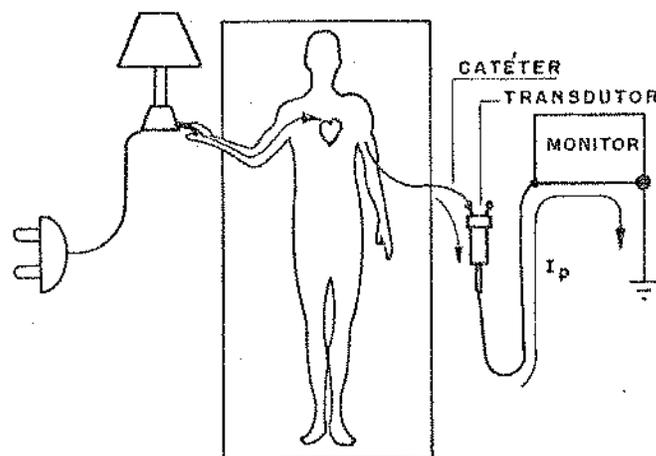
$$|I_p| = \frac{120 \text{ V}}{\sqrt{(201.000)^2 + \left(\frac{1}{2\pi \times 60 \times 2500 \times 10^{-12}}\right)^2}} \approx 111 \mu\text{A}$$

podendo provocar um microchoque (Olson, 1978; HP, 1971). Ressalta-se que esta corrente não é detectada pela enfermeira e o único indício seria um ruído no sinal de ECG.

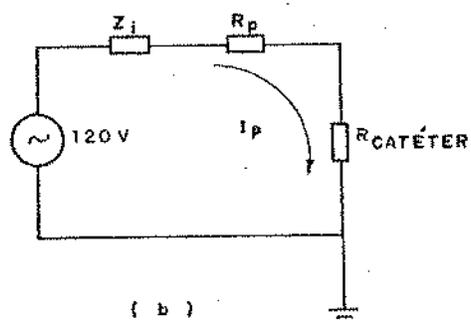
3.4.2.2. Equipamentos não aterrados

Às vezes, ao redor do paciente podem estar situados equipamentos não aterrados, tais como, televisores, rádios, lâmpadas, barbeadores, etc., que não incorporam medidas de segurança adicionais. Esses equipamentos apresentam fugas superiores às de equipamentos para fins médicos, chegando a apresentarem valores da ordem de $500 \mu\text{A}$. Na figura 3.11, representa-se um paciente cateterizado, para monitoração da pressão sanguínea. No caso supõe-se que o cateter é aterrado através do transdutor de pressão para a carcaça do monitor. Caso o paciente com a mão direita, toque os controles da lâmpada, proporciona um caminho de corrente de fuga através de seu coração, pelo cateter e para a terra, via transdutor de pressão e monitor. Supondo-se que a corrente de fuga do equipamento não aterrado seja da ordem de $200 \mu\text{A}$ (bastante provável para equipamento do tipo especificado), esta corrente pode provocar fibrilação ventricular e morte, já que a resistência apresentada pelo paciente em série com o cateter é insuficiente para impedir o fluxo da mesma.

Mais uma vez, nesse exemplo, a corrente (microchoque) não é percebida pelo pessoal médico e para se evitar tal risco, não devem ser utilizados equipamentos sem condutor de proteção ao redor de paciente eletricamente sensível, além de usar transdutores isolados eletricamente (HP, 1971).



(a)



(b)

Fig. 3.11 - Paciente em contato com equipamento não aterrado
 (a) Ilustração; (b) Circuito equivalente
 (HP, 1971)

3.4.2.3. FALHAS no circuito de terra

Mesmo quando o equipamento parece estar corretamente aterrado, podem resultar casos como os descritos abaixo, em que se chama a atenção para a necessidade de um ambiente equipotencial em torno do paciente, proporcionado por uma barra equalizadora, que é um terra referencial (Fischer, 1975).

3.4.2.3.1. Circuitos distintos do condutor de proteção

Exemplifica-se o caso em que um paciente está numa unidade de terapia intensiva, conectado a um monitor de pressão arterial. Este é ligado ao paciente através de um transdutor de pressão metálico, o qual é aterrado [figura 3.12.(a)]. Ao mesmo tempo está sendo registrado o eletrocardiograma do paciente por meio de um monitor não isolado, que aterra a sua perna direita. Supõe-se, ainda que existe um outro equipamento ligado numa tomada que faz parte do circuito de terra do monitor. Caso tal equipamento apresente uma FALTA para terra, flui uma corrente até o quadro de distribuição, chamada de corrente de falta (I_f), no qual os circuitos são interligados através da barra de terra. A resistência do condutor de proteção (nº 12 AWG) para 15 m (distância da tomada até o quadro) é da ordem de $0,1 \Omega (R_c)$, de modo que 500 mV (V_{AB}) poderia aparecer (se $I_f = 5 \text{ A}$) sobre o paciente através dos monitores de ECG e pressão. Considerando a resistência do paciente, contato e cateter ($R_p + R_c + R_{cat.}$), inferior a $50 \text{ k}\Omega$ [fig. 3.12.(b)], o que é possível, a corrente que circula é superior a $10 \mu\text{A}$, podendo ser fatal para o paciente (Fischer, 1975; Olson, 1978).

3.4.2.3.2. Circuito único de condutor de proteção

No exemplo da figura 3.13, existe apenas um circuito de terra, porém como os equipamentos são conectados em tomadas distintas de uma mesma sala, que podem perfeitamente estar separadas de 15 m, há uma situação de microchoque (Fischer, 1975). Supondo que ambos equipamentos são eletricamente conectados ao paciente e que este apresente uma resistência de $1 \text{ k}\Omega$:

$$V_{AB} \approx 0,1 \times 5 = 500 \text{ mV}$$

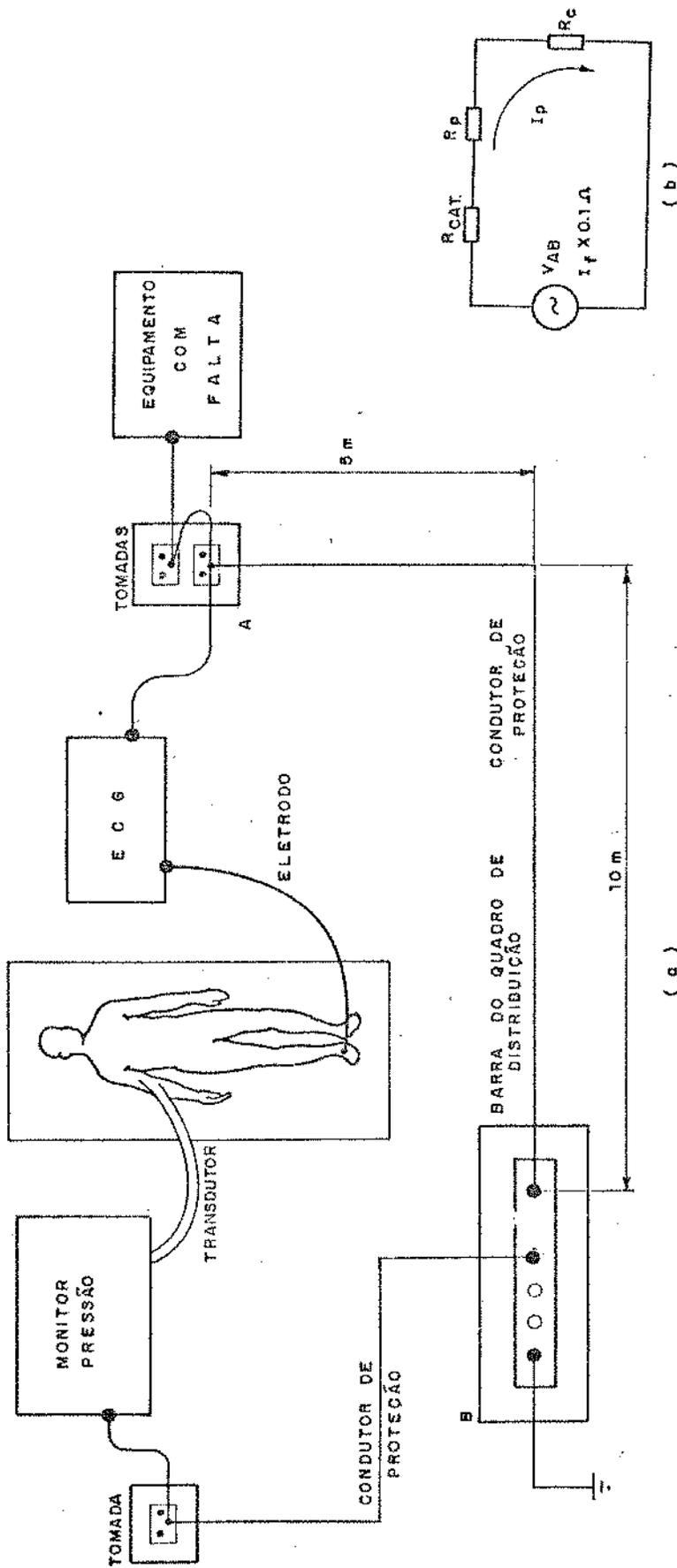


Fig. 3.12 - Inexistência de aterramento equipotencial
 (a) Diagrama; (b) Circuito simplificado

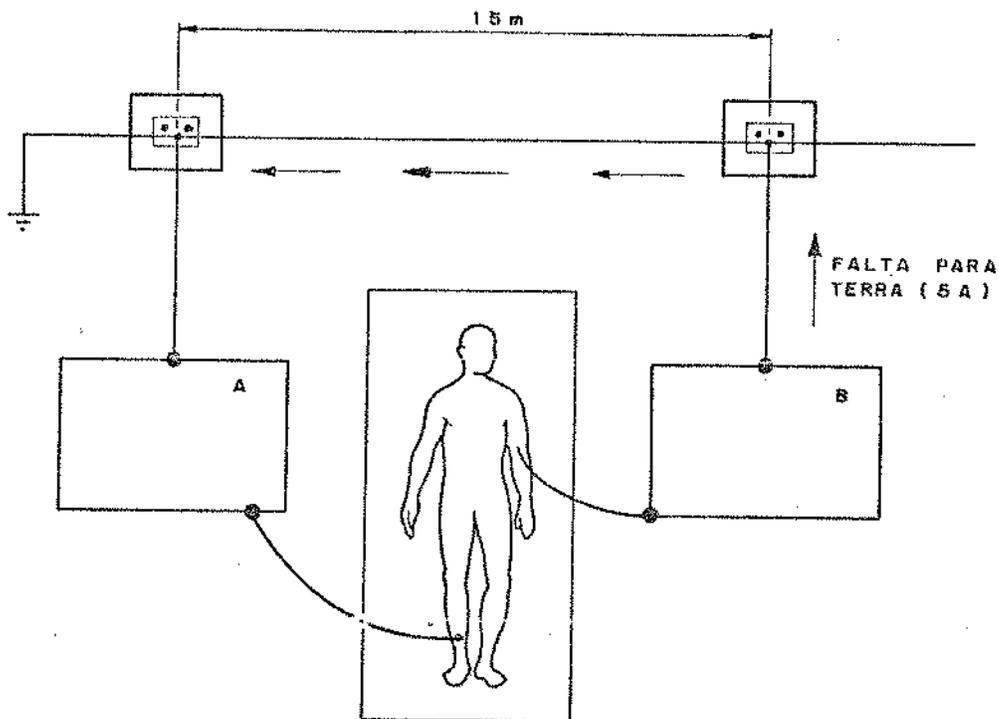


Fig. 3.13 - Inexistência de aterramento equipotencial

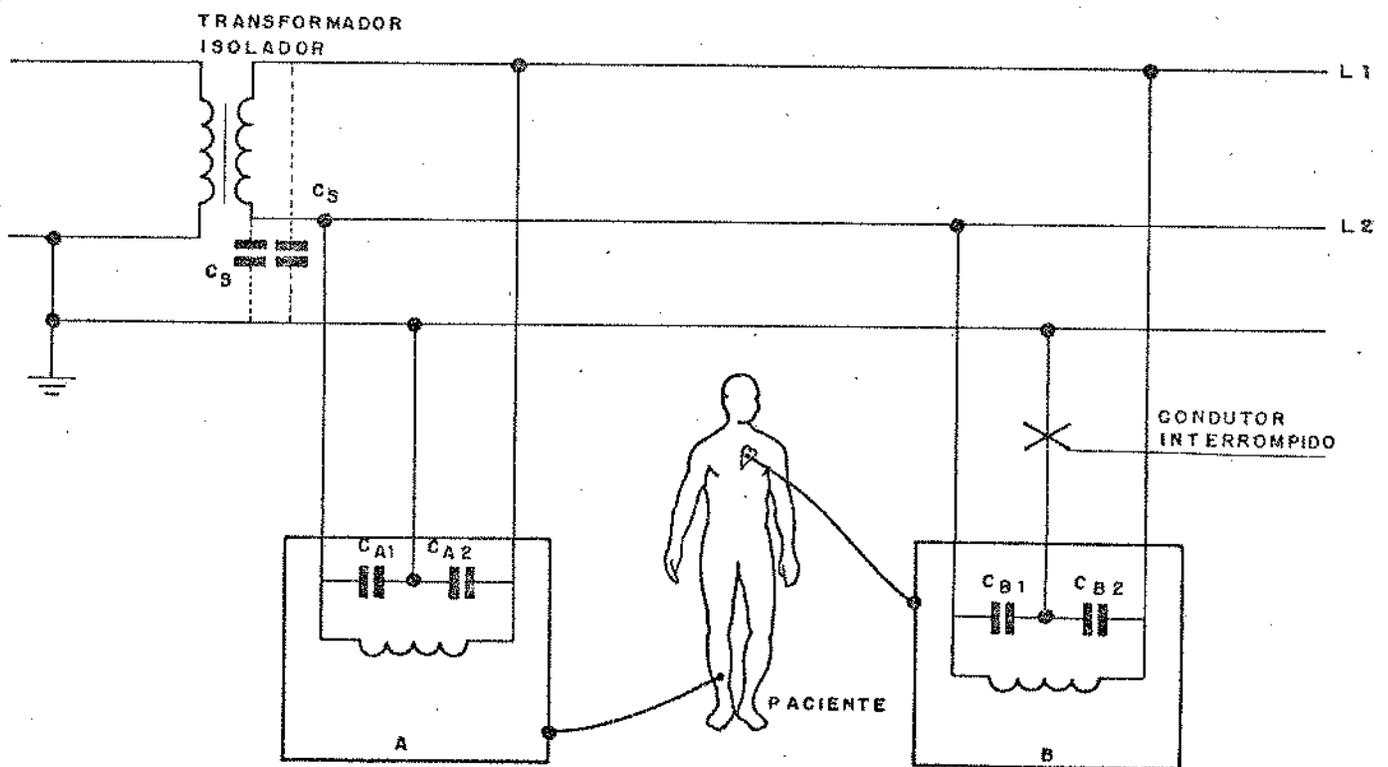


Fig. 3.14 - Falha do 3º condutor em sistema isolado (HP, 1971)

$$I_{\text{paciente}} = \frac{500 \text{ mV}}{1 \text{ k } \Omega} = 500 \mu \text{ A}$$

Assim, é recomendável que se instalem todas as tomadas próximas ao paciente em um único ponto de aterramento. Deve-se ter um circuito exclusivo para equipamentos para fins médicos e outro para equipamentos não médicos. É necessário que se meça periodicamente o potencial entre terras de tomadas e superfícies metálicas ao redor do paciente. Além disso, deve-se utilizar equipamentos com conexões isoladas para os pacientes.

3.4.2.4. Sistema isolado: importância do condutor de proteção

Se o CONDUTOR DE ATERRAMENTO PARA PROTEÇÃO de um equipamento alimentado por um sistema de distribuição isolado estiver em perfeito estado, mesmo que haja uma FALTA para terra de um dos condutores SOB TENSÃO, apenas uma pequena corrente flui para terra devido às capacitâncias parasitas primário-secundário do transformador, e entre os condutores e terra. Utilizando-se o MIL (monitor de isolamento de linha) essa corrente pode atingir valores da ordem de miliampères, ativando os alarmes (vide apêndice H). Quando há a ruptura de um condutor de proteção de um equipamento, surge um risco de microchoque. No exemplo da figura 3.14, é visto um paciente mantendo contato com as carcaças de dois equipamentos através de eletrodos e catéter. É comum estes equipamentos possuírem filtros de supressão de interferência de RF (C_A , C_B), ligados de condutores SOB TENSÃO para a carcaça. Em adição, aparecem capacitâncias parasitas entre as linhas e terra, representadas por C_S . Assume-se que há a ruptura do condutor de proteção em B. A corrente de fuga de B pode circular pelo paciente, já que o mesmo constitui o elemento central da ponte (fig. 3.15). Considerando-se $3000 \text{ pF} = C_{A1} + C_S = C_{A2} + C_S$, $R_p \cong 500 \Omega$ e que $C_{B1} - C_{B2}$ diferem de 1500 pF , pode-se calcular I_p . Aplicando-se o teorema de Thevenin (Stout, 1974) entre A e B, vem:

$$|V_{AB}| = 120 \left(\frac{1}{2} - \frac{C_{B1}}{C_{B1} + C_{B2}} \right) \quad e$$

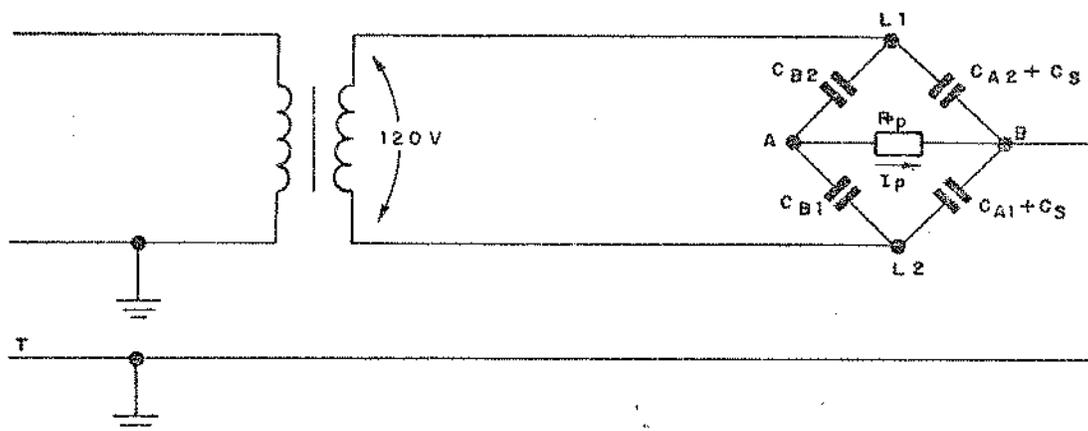


Fig. 3.15 - Circuito equivalente ao da fig. 3.14

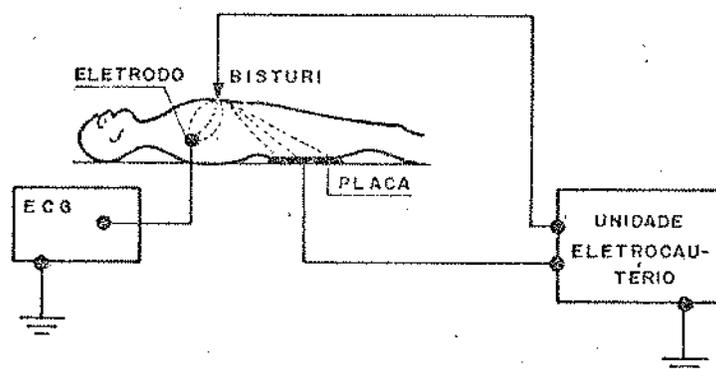


Fig. 3.16 - Queimadura provocada por eletrocautêrio nos locais dos eletrodos de ECG (Strong, 1970)

$$|Z_{AB}| = \frac{1}{2\pi f \cdot [2(C_A + C_S) // (C_{B1} + C_{B2})]}$$

Se $C_{B1} = 2500 \text{ pF}$ e $C_{B2} = 1000 \text{ pF}$:

$$|V_{AB}| = 25,71 \text{ V} \quad ; \quad |Z_{AB}| = 1,2 \text{ M}\Omega$$

portanto, $|I_p| \cong 21 \text{ }\mu\text{A}$, um valor acima do limite para paciente eletricamente sensível (Thomas, 1974).

Pode-se considerar, ainda, o caso similar ao anterior, havendo uma FALTA da linha 1 para a carcaça do equipamento B. Nessa condição C_{B2} não existe e $|V_{AB}| = 60 \text{ V}$ e $|Z_{AB}| = 442 \text{ k}\Omega$, assim $I_p \cong 135 \text{ }\mu\text{A}$, valor bem superior ao limite considerado seguro para o paciente. Para se evitar os riscos de microchoques é importante dispor de algumas medidas, tais como:

1. Diminuir ao máximo as correntes de fuga, porém abaixo de $10 \text{ }\mu\text{A}$ é inviável praticamente.
2. Incluir no equipamento, um dispositivo que monitore a integridade do condutor de proteção, o que pode encarecer bastante o projeto.
3. Dispor de um segundo condutor de proteção.
4. Comprovar a integridade do condutor de proteção, antes de utilizar o equipamento e efetuar medições periódicas de correntes de fuga, diferenças de potencial entre superfícies condutivas e outras que contribuam para a segurança do paciente.
5. Isolar eletricamente as conexões com o paciente, isto é, aumentar sua resistência. Isto pode ser conseguido através da isolação óptica, eletromagnética, entre as partes que entram em contato com o paciente e o restante do equipamento (HP, 1971; Galvão e Pallás, 1980; Olson, 1978).

3.4.3. Outros riscos de choques

A unidade de eletrocautério (bisturi elétrico) é amplamente empregada em salas cirúrgicas. Ela é sempre utilizada com uma placa metálica grande, colocada sob o paciente para providenciar um bom contato elétrico com a sua região posterior, com o propósito de aterramento*. Uma corrente de alguns ampères flui entre a ponta (bisturi) e a placa de terra, porém há aquecimento e queimaduras apenas na região da ponta devido à alta densidade de corrente e porque ela é de alta frequência. Nada deveria ocorrer na região da placa. Caso não for estabelecido um bom contato entre a placa e o paciente, a corrente flui por outros caminhos de baixa impedância para a terra. Tal caminho, por exemplo, pode ser proporcionado pelos eletrodos de um eletrocardiógrafo (Strong, 1970). Infelizmente, devido à pequena área de contato desses eletrodos, a corrente pode causar sérias queimaduras no paciente na região de contato (figura 3.16).

3.5. Conclusão

Vários exemplos foram apresentados, no sentido de chamar a atenção para os riscos de choques elétricos. Tais riscos existem realmente, são sérios e devem ser considerados nos projetos de EQUIPAMENTOS ELETROMÉDICOS e instalações elétricas em ESTABELECIMENTOS MÉDICOS, assim como os riscos relacionados às interrupções do fornecimento de energia elétrica e explosões nos locais em que são usados anestésicos inflamáveis. Essas considerações (prevenção) são apresentadas nos capítulos 4 (Equipamentos) e 5 (Instalações). Além disso, é necessário implantar um sistema de testes preventivos em relação à equipamentos e instalações a fim de reduzir de forma considerável os riscos que o paciente fica submetido. No capítulo 6, é proposto um programa de testes de rotina para ser utilizado em ESTABELECIMENTOS MÉDICOS. Também são apresentados resultados de alguns desses testes realizados em dois hospitais.

*Atualmente, existem dois tipos de circuitos de saída para os bisturis. Além do tipo apresentado no texto que é referenciado à terra (a placa é acoplada capacitivamente para terra, apresentando baixa impedância para RF e alta impedância para 60 Hz), existe o tipo totalmente isolado de terra em qualquer frequência, o qual não apresenta o problema discutido no texto.

CAPÍTULO 4

SEGURANÇA DE EQUIPAMENTO ELETROMÉDICO

4.1. Introdução

A duração da vida técnica de um equipamento é determinada, principalmente, pela qualidade inicial dos componentes, do projeto e da construção, pelos efeitos das condições ambientais dentro das quais ele é utilizado, tais como umidade, temperatura e pressão atmosférica, pela frequência de uso e pela supervisão e manutenção que se dá ao equipamento.

Ao equipamento devem ser incorporadas as medidas de segurança adequadas desde a sua saída de fábrica, sendo necessário que elas se mantenham ao longo de sua vida útil. Ao se discutir segurança de EQUIPAMENTO ELETROMÉDICO, se fazem muitas referências à CONDIÇÃO DE PRIMEIRA FALHA, que se encontra conceituada em diversas normas de segurança, p. ex., IEC 601.1 (1977) e BS5724 (1979). Assume-se que a possibilidade de ocorrerem duas FALHAS ao mesmo tempo, independentes, é bastante remota, sendo possível adotar um sistema de proteção em que essa primeira FALHA é detectada antes de ocorrer a segunda.

4.2. Princípio de Proteção Contra Choque Elétrico em EQUIPAMENTO ELETROMÉDICO

A proposição básica a se considerar no projeto de EQUIPAMENTO ELETROMÉDICO sob o ponto de vista de segurança elétrica, é a de evitar riscos de choques elétricos ao paciente e outras pessoas que estejam ao redor do equipamento, tanto em CONDIÇÃO NORMAL quanto em CONDIÇÃO DE PRIMEIRA FALHA. Tais riscos são diminuídos pela observância da regra fundamental, que estabelece a necessidade de todas as PARTES SOB TENSÃO serem protegidas contra contato acidental, o que é conseguido através da ISOLAÇÃO BÁSICA em equipamentos elétricos normais. Entretanto, em EQUIPAMENTO ELETROMÉDICO, a ISOLA

ÇÃO BÁSICA é insuficiente, tendo em vista fatores que tornam o paciente extremamente vulnerável (vide 2.3.6). Dessa forma se aplica o princípio da dupla proteção que leva o EQUIPAMENTO ELETROMÉDICO a proporcionar um grau de proteção contra choques elétricos superior ao de equipamento elétrico (IEC 513, 1976).

4.3. Classificação de EQUIPAMENTO ELETROMÉDICO

De acordo com a Norma da Comissão Eletrotécnica Internacional (IEC), - Segurança de EQUIPAMENTO ELETROMÉDICO - que está sendo analisada pelo Comitê Brasileiro de Eletricidade - COBEI - para posterior adoção no Brasil, o EQUIPAMENTO ELETROMÉDICO pode ser classificado pelo tipo de proteção contra choque elétrico e pelo grau de proteção contra choque elétrico (IEC 601.1, 1977).

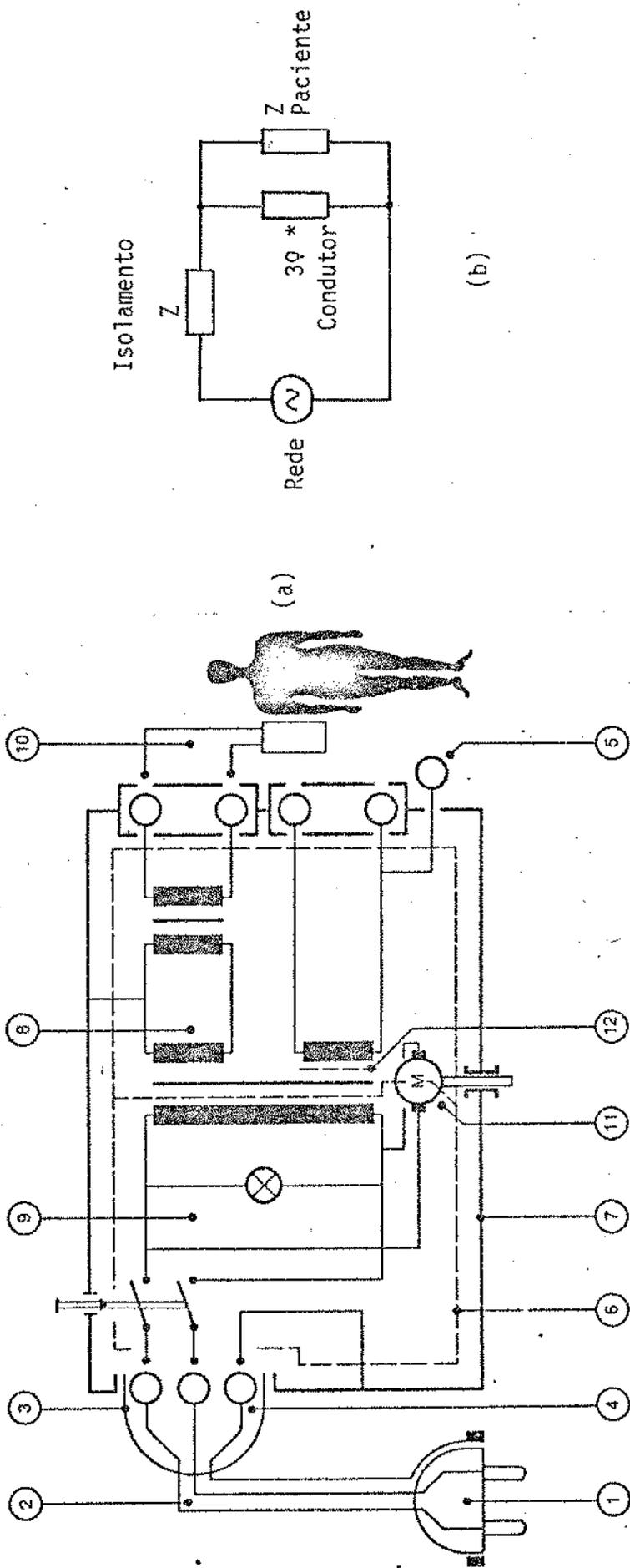
4.3.1. Tipo de proteção

4.3.1.1 Equipamento classe I

"É aquele em que a proteção não se obtém apenas com ISOLAÇÃO BÁSICA, mas incorpora ainda precauções adicionais sob a forma de meios de conexão das PARTES CONDUTIVAS ACESSÍVEIS ao CONDUTOR DE ATERRAMENTO PARA PROTEÇÃO, de forma permanente, impossibilitando que essas PARTES CONDUTIVAS ACESSÍVEIS se tornem SOB TENSÃO, na eventualidade de FALHA da ISOLAÇÃO BÁSICA". Um exemplo de tal equipamento é representado na figura 4.1.(a). Em 4.1.(b), se ressalta o parâmetro impedância do condutor de proteção, como elemento chave desta classe.

4.3.1.2. Equipamento classe II

"É aquele em que a proteção contra choque elétrico não depende apenas da ISOLAÇÃO BÁSICA, mas incorpora medidas de segurança adicionais, tais como ISOLAÇÃO DUPLA ou ISOLAÇÃO REFORÇADA, não possuindo recursos para aterramento de proteção, nem dependendo das condições da instalação". Pode ha



1. Plugue com contato de aterramento de proteção
2. CORDÃO DESTACÁVEL
3. Acoplador de alimentação do equipamento
4. Pino e contato de aterramento de proteção
5. Terminal de aterramento funcional
6. ISOLAÇÃO BÁSICA
7. Invólucro (PARTES CONDUTIVAS ACESSÍVEIS)
8. Circuito intermediário
9. PARTE A SER LIGADA À REDE
10. PARTE APLICADA
11. Motor com eixo acessível
12. ISOLAÇÃO SUPLEMENTAR

Fig. 4.1 - Equipamento classe I. (a) Circuito característico; (b) Circuito equivalente (IEC 601.1,1977)

ver uma conexão para terra, mas apenas por razões funcionais, nunca para proteção. Assim, um eletrocardiografo com ISOLAÇÃO DUPLA pode ter uma conexão de aterramento funcional para minimizar interferência de 60 Hz da rede de alimentação. Equipamento classe II pode possuir invólucro isolante, condutivo ou combinação de ambos, de modo que é permitida a conexão do invólucro com o circuito do paciente apenas no primeiro caso.

Na figura 4.2 se apresenta um exemplo de equipamento classe II, assim como seu circuito equivalente.

4.3.1.3. Equipamento classe III

"É aquele em que a proteção contra choque elétrico baseia-se na alimentação em extra-baixa tensão de segurança médica (EBTSM), e no qual não são geradas tensões superiores às EBTSM (24 V em corrente alternada ou 60 V em corrente contínua)"(ambos flutuantes). Prescrições para aterramento e invólucro são similares ao equipamento classe II. Na figura 4.3 se mostra tal equipamento com seu circuito equivalente.

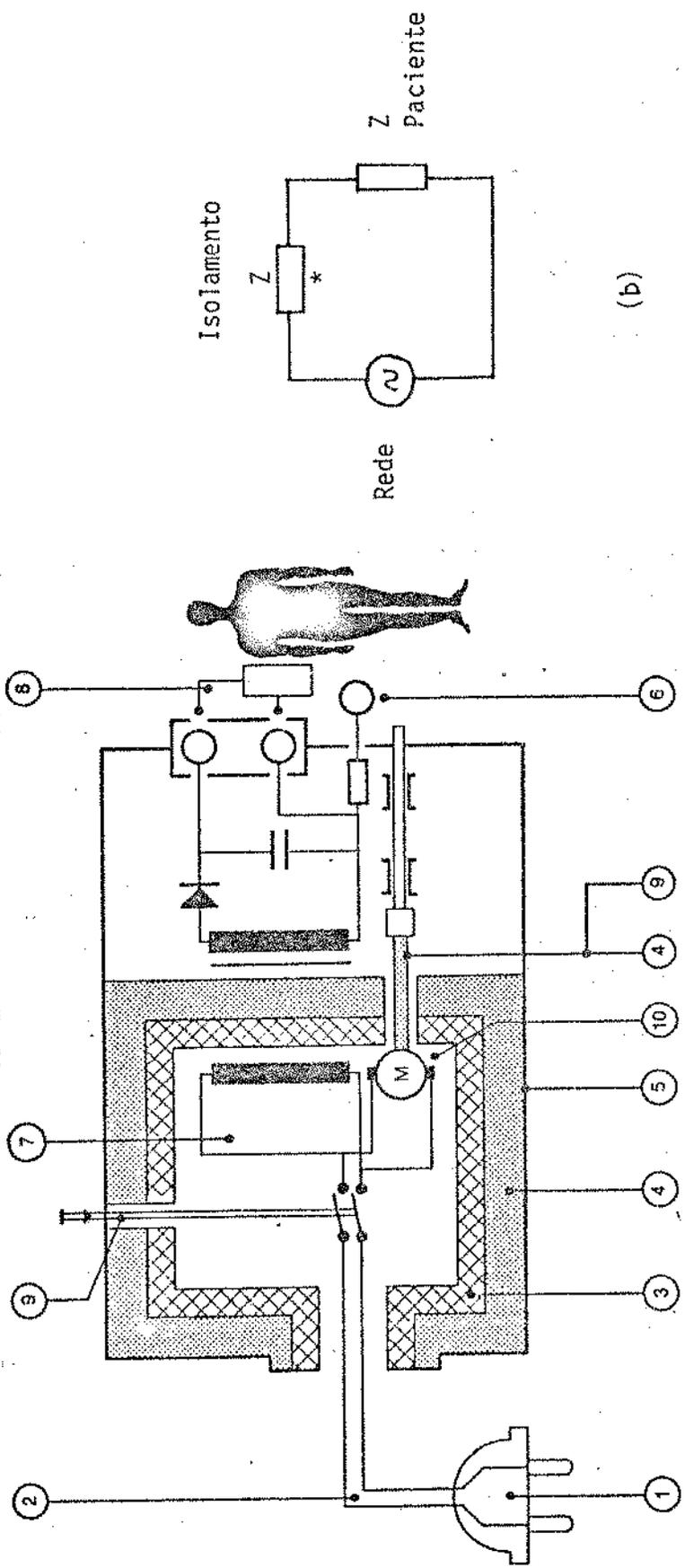
4.3.1.4. Equipamento com FONTE DE ALIMENTAÇÃO ELÉTRICA INTERNA

"É aquele que não tem qualquer conexão elétrica do exterior para a fonte interna (pilha ou bateria), ou a conexão pode ser realizada somente após separação física e elétrica da fonte interna e um possível carregador do restante do equipamento". O invólucro, se condutivo não deve ser conectado ao circuito do paciente.

O equipamento classe I, pode ter partes operando em classe II ou III. Da mesma forma equipamento classe II pode ter partes operando em classe III. Equipamentos classe II e III, cujos invólucros são metálicos devem possuir meios para conexão de um CONDUTOR DE EQUALIZAÇÃO DE POTENCIAL, para manter um ambiente equipotencial ao redor do paciente, em locais que necessitem de tal medida (vide 3.4.2.3).

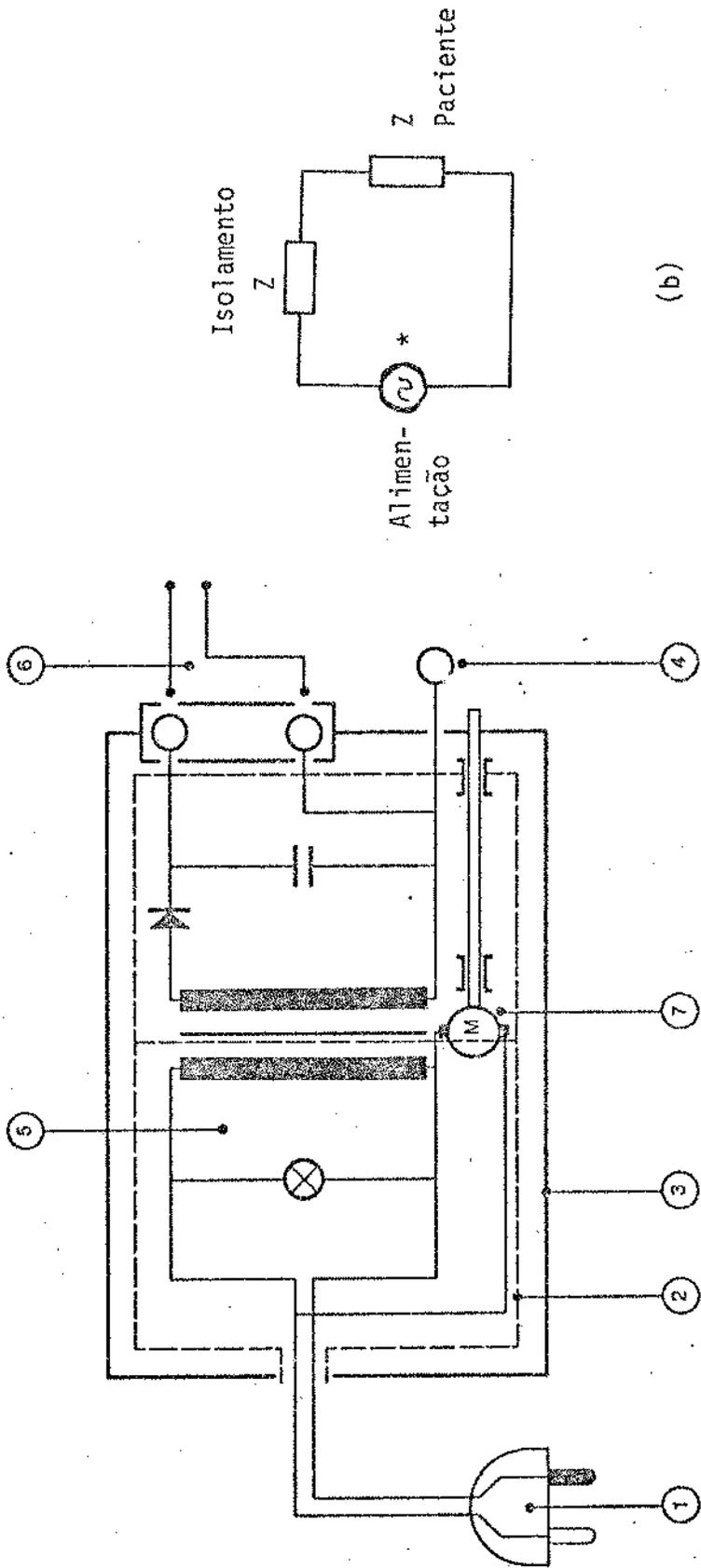
4.3.1.5. Seleção da classe de proteção

O equipamento classe III não goza de muito boa aceitação, a-



- (a)
1. Plugue
 2. Cordão de alimentação flexível não destacável
 3. ISOLAÇÃO BÁSICA
 4. ISOLAÇÃO SUPLEMENTAR
 5. Invólucro (PARTES CONDUTIVAS ACESSÍVEIS)
 6. Terminal de aterramento funcional
 7. PARTE A SER LIGADA À REDE
 8. PARTE APLICADA
 9. ISOLAÇÃO REFORÇADA
 10. Motor com eixo acessível
- (b)

Fig. 4.2 - Equipamento classe II. (a) Circuito característico; (b) Circuito equivalente (IEC 601.1, 1977) 52



(a)

- 1. Plugue especial para EBTSM
- 2. ISOLAÇÃO BÁSICA
- 3. Invólucro (PARTES CONDUTIVAS ACESSÍVEIS)
- 4. Terminal de aterramento funcional
- 5. PARTE DE ENTRADA
- 6. PARTE DE SAÍDA
- 7. Motor com eixo acessível

(b)

Fig. 4.3 - Equipamento classe III. (a) Circuito característico; (b) Circuito equivalente (IEC 601.1, 1977) 053

pesar do recurso de separação de circuito ser válido e de utilizar a baixa tensão que reduz os riscos elétricos, pois há a necessidade de uma instalação elétrica especial fornecendo a EBTSM.

A classe de proteção II, que é utilizada com êxito em utilidades domésticas e ferramentas manuais, para satisfazer as condições de EQUIPAMENTO ELETROMÉDICO quanto à corrente de fuga por exemplo, tem suas dimensões aumentadas consideravelmente, não sendo, portanto, tão compacto o equipamento como em classe I, além do acréscimo do fator custo. Quando não se dispõe de meios para conexão de proteção na instalação ou o equipamento for do tipo transportável, pode ser alimentado a baterias ou se o consumo for elevado, pode ser de classe II.

Já o equipamento classe I possui algumas vantagens, entre as quais a de que mesmo se a instalação não possui um CONDUTOR DE ATERRAMENTO PARA PROTEÇÃO, o mesmo pode ser facilmente instalado, além do que a Norma NBR 5410 (ABNT, 1980) prevê o uso do condutor de proteção. Outra vantagem, advém do fato de que a maioria dos invólucros dos equipamentos são metálicos, de modo que o terceiro condutor evita o desenvolvimento de diferenças de potencial perigosas, ao mesmo tempo que possibilita a equalização de potencial com as superfícies metálicas de outros equipamentos, não sendo necessário o uso de uma conexão para equalização de potencial (redundância).

O que determina decisivamente a escolha é a aplicação que se pretende dar ao equipamento e o local em que o mesmo é utilizado.

4.3.2. Grau de proteção

4.3.2.1. Equipamento tipo B

"É aquele de classe I, II, III ou com FONTE DE ALIMENTAÇÃO ELÉTRICA INTERNA, capaz de proporcionar um grau de proteção contra choque elétrico, principalmente quanto a corrente de fuga admissível e confiabilidade da conexão de aterramento para proteção (se existente)". É adequado para aplicação intencional interna ou externa ao paciente, excluindo-se a APLICAÇÃO CARDÍACA DIRETA. O circuito do paciente pode ser aterrado.

4.3.2.2. Equipamento tipo BF

"É aquele do tipo B com uma PARTE APLICADA ISOLADA TIPO F (flutuante)".

4.3.2.3. Equipamento tipo CF

"É aquele de classe I, II ou com FONTE DE ALIMENTAÇÃO ELÉTRICA INTERNA, que proporciona um alto grau de proteção contra choque elétrico, reduzindo sensivelmente as correntes de fuga admissíveis e possuindo PARTE APLICADA ISOLADA TIPO F". Esse equipamento é destinado essencialmente para APLICAÇÃO CARDÍACA DIRETA. Equipamento tipo C foi excluído da norma pois permitia circuitos de pacientes aterrados em APLICAÇÕES CARDÍACAS DIRETAS (Whelpton e Roberts, 1982).

4.3.2.4. Exemplos de equipamentos B, BF, CF

Equipamentos sem uma PARTE APLICADA devem ser do tipo B, como é o caso de equipamento de radiação ultra-violeta e infra-vermelha. Equipamento possuindo uma PARTE APLICADA, com ou sem conexão intencional ao paciente pode ser B, BF ou CF, como é o caso por exemplo de mesas de raios-X, cadeiras odontológicas, estimuladores, bisturi elétrico, eletrocardiógrafos para aplicação externa, etc. Equipamento do tipo CF pode ser por exemplo, um monitor para medir pressão sanguínea com transdutor intracardíaco, marcapasso ou eletrocardiógrafo para APLICAÇÃO CARDÍACA DIRETA.

4.3.3. Classificação conforme normas americanas

Outras normas classificam EQUIPAMENTOS ELETROMÉDICOS de acordo com o grau de conexão entre o paciente e o equipamento(o que é feito implicitamente na classificação acima). Tais normas especificam o desempenho dos equipamentos em termos de limites de correntes de fuga de modo que pode ser feita uma comparação com as classificações dadas pela IEC, o que é feito em 4.4.5 (AAMI, 1978; UL 544, 1980).

4.4. Precauções e Limites Relacionados a Choques Elétricos no Projeto de Equipamentos

4.4.1. Invólucros e tampas protetoras

O equipamento deve ser construído de forma que haja proteção adequada contra contato acidental com PARTES SOB TENSÃO e no caso de equipamento classe II, com partes condutivas separadas das PARTES SOB TENSÃO por apenas ISOLAÇÃO BÁSICA. Isso deve ser conseguido em USO NORMAL e com o equipamento em diversas posições, assim como quando houver aberturas de tampas ou acessos que não necessitem do uso de ferramentas. Além disso, deve ser prevenido o ingresso de objetos estranhos, os quais podem ter um efeito adverso sobre a segurança do equipamento. Se for projetado para uso sobre o piso, deve possuir suportes de pelo menos 20 mm de altura e de 10 mm quando para uso sobre mesas ou similares (prevenção de entrada de líquidos).

4.4.2. Isolação e IMPEDÂNCIA DE PROTEÇÃO

As PARTES APLICADAS terão de ser separadas das PARTES SOB TENSÃO do equipamento e, em particular, da rede de alimentação. Não é permitido fugas maiores que as correspondentes em primeira FALHA. Para tanto, efetua-se a separação de uma das seguintes maneiras:

1. Através de ISOLAÇÃO BÁSICA e aterramento conveniente.
2. Através de uma parte condutiva de proteção aterrada (tela condutiva ou ISOLAÇÃO SUPLEMENTAR).
3. Através de um circuito intermediário que é aterrado.
4. Por DUPLA ISOLAÇÃO ou ISOLAÇÃO REFORÇADA.
5. Por meio de IMPEDÂNCIAS DE PROTEÇÃO.

As normas estabelecem valores mínimos de percursos através do ar (menor caminho através do ar entre duas partes condutivas) e percursos de fuga (menor caminho ao longo da superfície do material isolante entre duas partes condutivas) (IEC 601.1, 1977; UL 544, 1980). Na figura 4.4 se

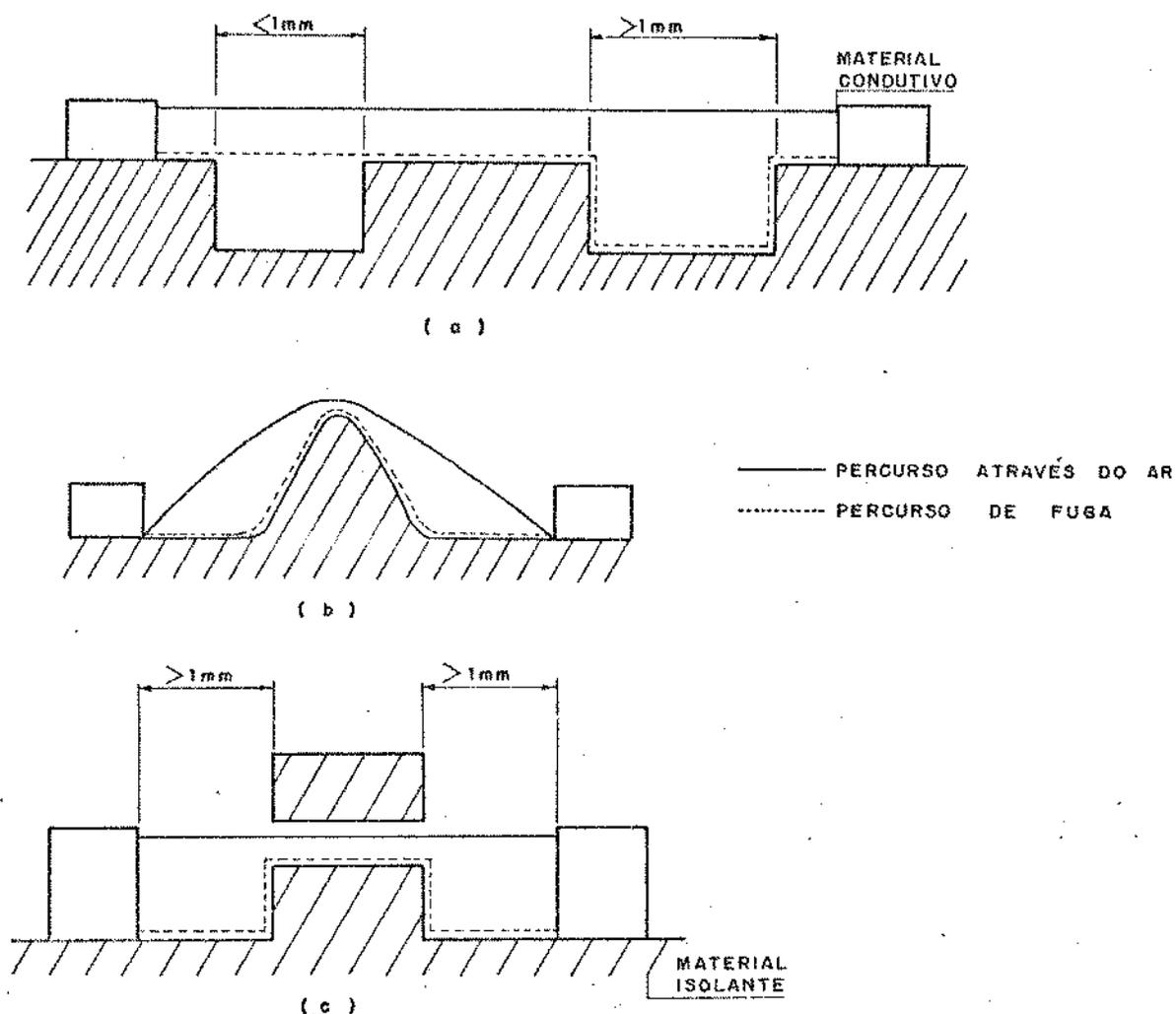


Fig. 4.4 - Exemplos de determinação de percursos através do ar e de fuga.

Tab. 4.1 - Percursos através do ar e fuga em mm.

Tensão U		Coluna 1		Coluna 2	
Vac rms	Vdc	Percurso Ar	Percurso Fuga	Percurso Ar	Percurso Fuga
12	15	0,4	0,8	0,8	1,7
30	36	0,5	1	1	2
60	75	0,7	1,3	1,2	2,3
125	150	1	2	1,6	3
250	300	1,6	3	2,5	4
380	450	2,4	4	3,5	6
500	600	3	5,5	4,5	8
660	800	4	7	6	10,5
750	900	4,5	8	6,5	12
1000	1200	6	11	9	16

Fonte: IEC 601.1 (1977)

apresentam alguns exemplos de determinação de tais distâncias. Na tabela 4.1, apresentam-se valores mínimos a serem utilizados para projetos, de percursos através do ar e de fuga em função da tensão a que é submetida a isolação em USO NORMAL ou que é estabelecida pelo fabricante. Na tabela 4.2 são registrados os parâmetros utilizados na determinação dos percursos através do ar e de fuga a serem aplicados entre as partes isoladas dos diversos tipos de equipamentos. Para a determinação, tomam-se os dados da tabela 4.1 e multiplica-se pelo fator de multiplicação.

4.4.3. Rigidez dielétrica

Deve ser verificada entre as diversas partes isoladas dos equipamentos classe I, II, III, através da aplicação de tensões de testes adequadas (apêndice B.3). Quando houverem dúvidas a respeito da isolação, os percursos através do ar e fuga devem ser investigados. Tais testes (rigidez dielétrica) são destrutivos e podem danificar a isolação de proteção, de modo que não devem ser efetuados em equipamentos para uso subsequente.

4.4.4. Aterramento e equalização de potencial

Equipamento classe I precisa de uma conexão de aterramento de proteção usando ou um condutor fixado e permanentemente instalado ou um condutor de um cordão de alimentação flexível com um PLUGUE DE REDE. O cordão de alimentação flexível pode ser destacável do equipamento por meio de um CONECTOR DE REDE e um CONECTOR DE ALIMENTAÇÃO DO EQUIPAMENTO, conforme figura 4.5, ou pode ser um CORDÃO DESMONTÁVEL E NÃO DESTACÁVEL.

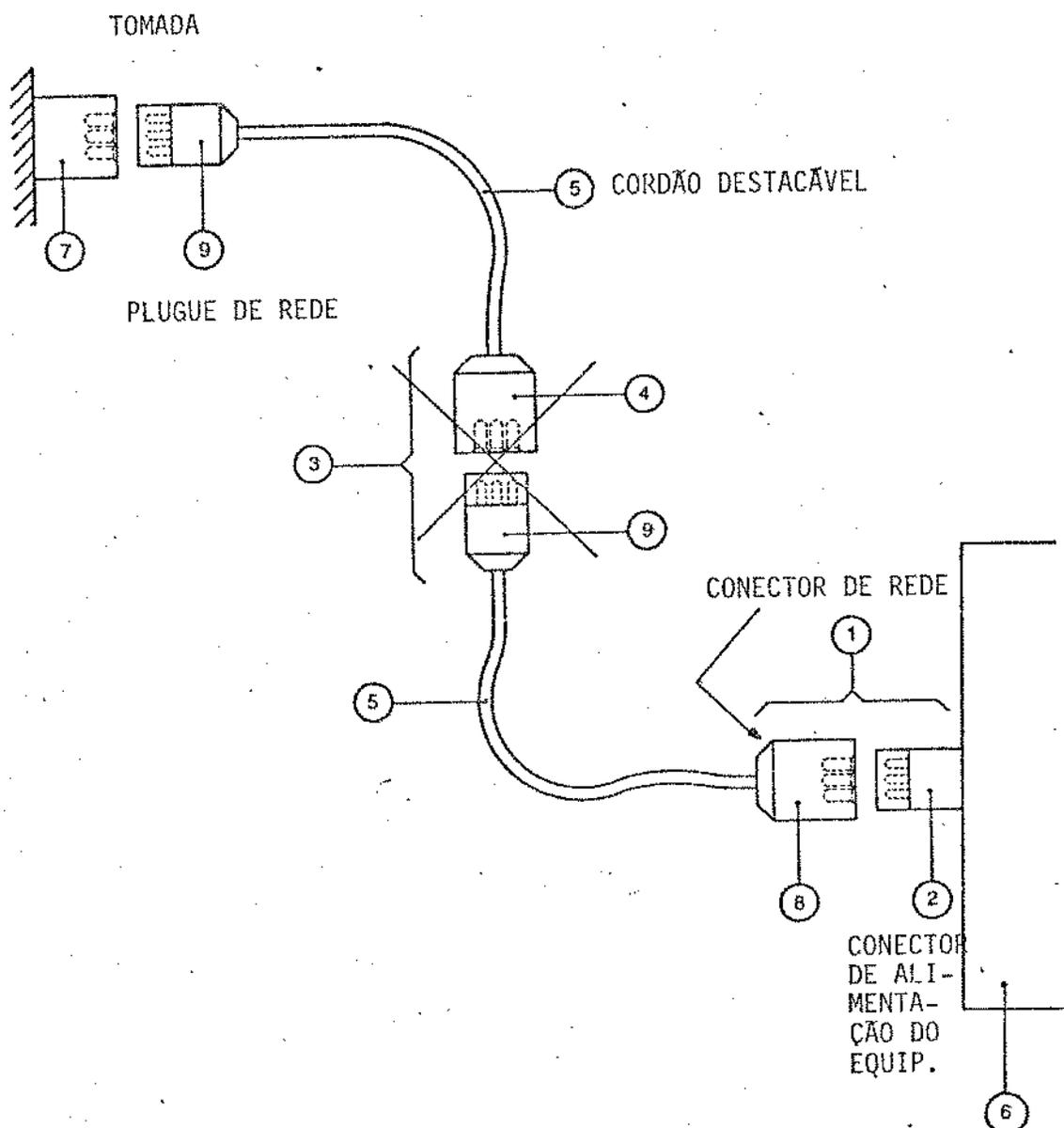
Em equipamentos que possuem cordão de alimentação não destacável, a resistência entre o pino terra do PLUGUE DE REDE e partes aterradas protetivamente, deve ser inferior ou igual a $0,2 \Omega$ (IEC 601.1, 1977). Para equipamento com CONDUTOR DE ATERRAMENTO PARA PROTEÇÃO permanentemente instalado ou com cordão de alimentação destacável, a resistência entre o TERMINAL DE ATERRAMENTO PARA PROTEÇÃO ou contato de terra de proteção do CONECTOR DE ALIMENTAÇÃO DO EQUIPAMENTO e partes aterradas deve ser inferior a $0,1 \Omega$ (IEC 601.1, 1977).

Tab. 4.2 - Fatores para Determinação dos Percursos Através do Ar e Fuga

Isolação entre (vide a-pêndice B.2)	Colunas da Tab. 4.1 e Fatores Multiplicadores									
	Equipamento Classe I		Equipamento Classe II		Equipamento Classe III		Equipamento com Fonte Interna			
	Coluna	Fator	Coluna	Fator	Coluna	Fator	Coluna	Fator		
A - a	2	1	2	2	-	-	-	-		
A - b	-	-	2	1	-	-	-	-		
A - c	-	-	2	1	-	-	-	-		
A - d	-	-	-	-	1	1	-	-		
A - e	2	2	2	2	1	1	-	-		
A - f	1	1	1	1	1	1	-	-		
B - a	2	2	2	2	-	-	-	-		
B - b										
B - c	-	-	2	1	-	-	-	-		
B - d	1	1	1	1	-	-	1	1		
B - e	1	1	1	1	-	-	1	1		
B - f	2	2	2	2	-	-	2	2		

Fonte: IEC 601.1 (1977)

Obs.: A definição dos termos A - a, A - b, etc., é dado no apêndice B.1
 B - b a ser prescrito por normas especiais



1. Acoplador de alimentação do equipamento
2. CONECTOR DE ALIMENTAÇÃO DO EQUIPAMENTO
3. Conector de cabos (não autorizado)
4. Conector
5. CORDÃO DESTACÁVEL
6. Equipamento
7. Tomada fixa de rede
8. CONECTOR DE REDE
9. PLUGUE DE REDE

Fig. 4.5 - Exemplo de conexão de aterramento de proteção em equipamento classe I (IEC 601.1, 1977)

A Norma NFPA 76B (1980) estipula o valor máximo de $0,15 \Omega$ entre o pino terra do PLUGUE DE REDE e a carcaça do equipamento, ao passo que a Norma UL 544 (1980), estabelece que "a impedância em 60 Hz entre o ponto de conexão dos meios de aterramento do equipamento e outra parte aterrada não deve ser superior a $0,1 \Omega$ ". Esses valores dizem respeito apenas para partes aterradas por razão de proteção.

Em equipamentos com PARTES CONDUTIVAS ACESSÍVEIS de classe II, III, alimentados internamente ou CF, dispõe-se de um terminal para conexão de um CONDUTOR DE EQUALIZAÇÃO DE POTENCIAL, que permite conexão a outros equipamentos ao redor do paciente. Tanto o CONDUTOR DE ATERRAMENTO PARA PROTEÇÃO como o CONDUTOR DE EQUALIZAÇÃO DE POTENCIAL devem ser identificados pela cor verde ou verde/amarela (IEC 601.1, 1977; UL 544, 1980).

4.4.5. Correntes de fuga e correntes de paciente

Redução da corrente de fuga é uma das metas mais importantes para o projeto de EQUIPAMENTO ELETROMÉDICO.

A IEC, através da Norma IEC 601.1 (1977), diferencia três tipos de correntes de fuga:

1. Corrente de Fuga para Terra: "É a corrente de fuga que flui da PARTE A SER LIGADA À REDE diretamente para terra através do CONDUTOR DE ATERRAMENTO PARA PROTEÇÃO".
2. Corrente de Fuga pela Carcaça: "É a corrente de fuga que flui da carcaça ou parte dela para terra ou outra parte da carcaça através de uma ligação externa, mas não pelo CONDUTOR DE ATERRAMENTO PARA PROTEÇÃO".
3. Corrente de Fuga Através do Paciente: "É a corrente de fuga que circula da PARTE APLICADA através do paciente para terra, ou passando do paciente para terra através de uma PARTE APLICADA ISOLADA TIPO F, e devido ao aparecimento indesejado, no paciente, de uma tensão proveniente de fonte externa".

Define-se, ainda uma "Corrente Auxiliar Através do Paciente", não destinada a produzir qualquer efeito sobre o mesmo, porém não sendo de fuga. Tal corrente é importante para o projeto de circuitos ligados ao paciente, como por exemplo, corrente de polarização de um amplificador.

Os valores permissíveis são apresentados na tabela 4.3, sendo que o maior valor em CONDIÇÃO NORMAL corresponde ao limiar de percepção (vide 2.3.2). O menor valor é baseado no limiar de fibrilação ventricular (vide 2.3.6). Na tabela 4.4 se apresentam os valores limites das correntes de fuga para EQUIPAMENTO ELETROMÉDICO de acordo com as Normas AAMI (1978) e UL 544 (1980). Tais normas também levam em conta os efeitos fisiológicos causados pelas correntes, porém não fazem distinção entre CONDIÇÃO NORMAL e CONDIÇÃO DE PRIMEIRA FALHA, assim como corrente de fuga para terra e corrente de fuga pela carcaça.

Os valores das tabelas 4.3 e 4.4 são válidos para corrente contínua e corrente alternada até e inclusive 1 kHz. Se forem usadas cargas padrões (apêndice I) para determinação das correntes, os valores se aplicam até 1 MHz, entretanto, quando não se usarem tais cargas, os limites devem ser multiplicados pela frequência de acordo com o mesmo apêndice.

É ainda definida, pela IEC 601.1 (1977), a "Corrente Funcional Através do Paciente", ou seja, aquela destinada a produzir efeito fisiológico como por exemplo: estimulação de nervos e músculos, desfibrilação, bisturi elétrico, etc., porém os valores limites não são analisados nessa norma.

4.5. Precauções Relacionados a Outros Riscos

4.5.1. Radiações indesejáveis

É importante considerar, que os limites de radiação em aplicações médicas ultrapassam os valores aceitáveis para a população em geral. Portanto, é necessário proteger o paciente, USUÁRIO e outras pessoas ao redor de equipamento contra tal radiação. As formas dessas radiações podem ser: raios-X; partículas alfa, beta e gama; microondas; luz visível (incluindo a

Tab. 4.3 - Correntes de Fuga e Auxiliar de Paciente em mA

Caminho de corrente	Tipo B		Tipo BF		Tipo CF	
	CN	CPF	CN	CPF	CN	CPF
Corrente Fuga para Terra	0,5	1	0,5	1	0,5	1
Corrente Fuga pela Carcaça	0,1	0,5	0,1	0,5	0,01	0,5
Corrente Fuga através Paciente	0,1	0,5	0,1	0,5	0,01	0,05
Corrente Auxiliar através Paciente	0,01 a 0,1	0,5	0,01 a 0,1	0,5	0,01	0,05

CN = CONDIÇÃO NORMAL ; CPF = CONDIÇÃO DE PRIMEIRA FALHA

Tab. 4.4 - Limites de Correntes de Fuga para EQUIPAMENTO ELETROMÉDICO em mA

Caminho de corrente		UL 544 - 1980				AAMI SCL 12 - 1978		
		Para aplicação ao paciente		Sem aplicação ao paciente		Com conexão ao paciente	Provável de conexão ao paciente	Sem conexão ao paciente
		AD	DC	AC	DC			
Corrente de fuga para terra ou pela carcaça	Com aterramento	0,1	0,14	0,5	0,7	0,1	0,1	0,5
	Com dupla isolamento	0,05	0,07	0,25	0,35			
Corrente de fuga através do paciente	Conexão sem isolamento	0,05	0,07	-	-	0,05	-	-
	Conexão com isolamento	0,01	0,014	-	-	0,01	-	-

AC = Corrente Alternada ; DC = Corrente Contínua

ser); infra-vermelha e ultra-violeta; ondas acústicas (incluindo ultra-som); ondas eletromagnéticas (que também podem influenciar o funcionamento de alguns equipamentos).

4.5.2. Explosões

As prescrições são baseadas na energia de ignição necessária para deflagrar a atmosfera inflamável composta de anestésicos e ar. Os vapores inflamáveis são restritos a uma distância de 25 cm da fonte que os provocou, desse modo o equipamento sendo utilizado dentro dessa ZONA DE RISCO deve ser à prova de anestésicos. Invólucros pressurizados com um gás inerte ou ar limpo são exemplos de proteção.

Cargas eletrostáticas devem ser prevenidas em equipamentos na ZONA DE RISCO e ao redor da mesa cirúrgica, quando usados agentes inflamáveis para limpeza e desinfecção. A prevenção pode ser feita assegurando caminhos de fuga para tais cargas ao sistema de aterramento para proteção ou equalização de potencial, via condutor de aterramento ou equalização de potencial, ou pelo uso de materiais antiestáticos com resistência elétrica limitada.

4.5.3. Erros humanos, exatidão dos dados de saída e interrupção do fornecimento de energia

Controles e instrumentos devem indicar claramente a energia de saída e o grau de exatidão. Quando o mal ajuste de um controle pode provocar danos, tal controle deve ser ajustado passo a passo. Havendo interrupção de energia, o equipamento não deve provocar qualquer risco, além da interrupção da sua função. Os plugues e conectores de equipamentos não devem ser intercambiáveis para se evitar trocas efetuadas pelo USUÁRIO.

4.5.4. Identificação, marcação e DOCUMENTOS ACOMPANHANTES

EQUIPAMENTO ELETROMÉDICO deve ser identificado e marcado atra

vês de legendas e símbolos no mesmo e nos DOCUMENTOS ACOMPANHANTES. A tabela 4.5, apresenta alguns itens que necessitam ser marcados externamente em equipamentos. Símbolos relacionados às características operacionais e de segurança do equipamento são mostrados no apêndice C (IEC 601.1, 1977).

4.6. Detalhes de Construção

Os itens abaixo relacionados, dizem respeito à segurança de EQUIPAMENTO ELETROMÉDICO.

4.6.1. Invólucros e tampas

A robustez dos materiais empregados deve ser tal que resista aos abusos a que estão sujeitos em uso, sem adicionar qualquer risco de choque elétrico.

4.6.2. Componentes e montagens

Marcações com características operacionais em componentes não podem conflitar com as condições de uso do equipamento. Capacitores em equipamento classe II, não podem ser conectados de PARTES SOB TENSÃO para PARTES CONDUTIVAS ACESSÍVEIS, sob pena de perda de isolamento, em situação anormal.

4.6.3. Porcas e parafusos

Não devem ser de material isolante, se sujeitos a substituições, pois ao serem substituídos por parafusos metálicos, há redução de isolamento.

Tab. 4.5 - Marcação Externa de Equipamento

Item	Equipamento operado através da rede de alimentação	Equipamento com uma fonte elétrica interna
Indicação da origem	X	X
Modelo ou tipo	X	X
Conexão para a rede	X	-
Frequência da rede	X	-
Energia de entrada	X	-
Saída	X	X
Classificação	X	X
Modo de operação	X	X
Efeitos fisiológicos	X	X
Equipamento à prova anestésicos	X	X
Terminal de alta tensão	X	X
Aterramento	X	-

Fonte: IEC 601.1 (1977)

4.6.4. FONTE DE ALIMENTAÇÃO ELÉTRICA INTERNA

O local da bateria deve ser marcado indicando o tipo e polaridade da(s) bateria(s) e o risco elétrico, caso haja inversão da mesma.

4.6.5. Controles

PARTES CONDUTIVAS ACESSÍVEIS de controles devem apresentar conexão ao aterramento de proteção ou ser separadas de PARTES SOB TENSÃO por ISOLAÇÃO DUPLA ou equivalente.

4.6.6. Chaves

Tensão sobre chave manual operada por paciente não deve exceder 24 Vac ou 50 Vdc sendo isolada da rede. Chaves para operação através dos pés têm de ser à prova d'água, como é o caso de aparelhos de diatermia.

Equipamento operado pela rede de alimentação com uma PARTE APLICADA deve possuir uma chave que interrompa simultaneamente todos os condutores de alimentação. O percurso através do ar entre os contatos da chave na posição "desligada" deve obedecer os valores da tabela 4.6, no mínimo.

4.6.7. Cordões de alimentação

A área da secção transversal dos condutores de cordões de alimentação flexíveis não deve ser inferior aos valores da tabela 4.7.

4.6.8. Fusíveis ou interruptor de sobre-corrente

Devem ser providenciados em cada condutor de alimentação em equipamento classe I e pelo menos em um condutor de equipamento classe II. Faz-se necessária tal distribuição em equipamento classe I porque a inversão de polaridade da rede de alimentação não é considerada CONDIÇÃO DE PRIMEIRA

Tab. 4.6 - Percursos Através do Ar de Chaves

Tensão nominal da chave	Percurso através do ar (mm)
Até 50 V	2
Até 380 V	3
Até 500 V	4

Fonte: IEC 601.1 (1977)

Tab. 4.7 - Secção Transversal dos Condutores de Alimentação

Corrente Nominal de Equipamento (A)	Área Secção Transversal (mm ² Cu)	AWG
Até e incluindo 6	0,75	18
Acima de 6 até e incluindo 10	1	16
Acima de 10 até e incluindo 16	1,5	14
Acima de 16 até e incluindo 25	2,5	12
Acima de 25 até e incluindo 32	4	10
Acima de 32 até e incluindo 40	6	8
Acima de 40 até e incluindo 63	10	6

Fonte: IEC 601.1 (1977)

FALHA (IEC 601.1, 1977).

Dispositivos de proteção que produzem curto-circuitos com a finalidade de romper um elo fusível na PARTE A SER LIGADA À REDE não são permitidos, pois podem provocar riscos elétricos.

4.6.9. TERMINAL DE ATERRAMENTO PARA PROTEÇÃO

Fixado ao invólucro metálico, carcaça ou chassis, sendo de material que não apresente risco de corrosão, situado convenientemente próximo dos terminais da rede de alimentação

4.6.10. Transformadores da rede de alimentação

Utilizados em EQUIPAMENTO ELETROMÉDICO devem ser protegidos contra limites de temperatura da isolação no caso de sobrecarga ou curto-circuito de qualquer enrolamento da saída. A rigidez dielétrica da isolação entre enrolamento primário e outros, telas condutivas de proteção e núcleo do transformador deve ser verificada, assim como entre voltas e camadas dos enrolamentos primário e secundário.

A separação dos enrolamentos primário e secundário é feita por um dos meios:

1. Enrolado sobre moldes ou bobinas separadas.
2. Enrolado sobre uma bobina ou molde com uma divisão sólida entre enrolamentos.
3. Enrolado sobre uma bobina ou molde com enrolamentos concêntricos e tendo uma tela de cobre de proteção compacta com espessura total de pelo menos 0,13 mm.
4. Concentricamente enrolado sobre uma bobina com enrolamentos separados por uma isolação elétrica capaz de resistir aos limites de temperatura especificados para os materiais utilizados na construção do transformador.

4.7. Circuitos de Proteção Para o Paciente

Nos primeiros eletrocardiôgrafos que surgiram, o paciente era aterrado por meio da perna direita, com a finalidade de eliminar interferências de 60 Hz da rede de alimentação, já que o sistema de amplificação (amplificador diferencial com alta rejeição de modo comum) necessitava de tal referência de terra. A proteção do paciente para choque elétrico consistia de um fusível da ordem de 5 mA, insuficiente para evitar microchoque, no caso de haver uma situação para tal risco. A figura 4.6.(a) ilustra tal circuito (HP, 1971).

Uma solução encontrada mais tarde, foi amostrar a interferência na saída do amplificador e realimentar para a entrada (paciente), de modo que a resultante em termos de interferência é reduzida e a impedância do paciente para o circuito é aumentada, eliminando a conexão direta à terra e melhorando as condições de segurança. A figura 4.6.(b) apresenta um esquema dessa ligação (Neuman, 1978).

Na prática os eletrocardiôgrafos podem ser utilizados com outros equipamentos como, por exemplo, desfibriladores, portanto os circuitos de entrada de sinal devem ser protegidos contra tensões e correntes excessivas. Para proteção contra surtos de tensão pode ser utilizado um dos três arranjos apresentados na figura 4.7, conforme o nível de tensão máxima permitível.

Atualmente, existem limitadores de corrente conhecidos como interruptores de falta de pontas de paciente, atuando como chaves. Funcionam normalmente na posição fechada e quando é ultrapassado um determinado valor (tão baixo quanto $3,3\mu\text{A}$), há a abertura, como se observa pela sua curva característica na figura 4.8 (OHMIC, 1982).

A isolação óptica ou eletromagnética dos terminais do paciente é provavelmente a melhor maneira de se proteger o paciente contra microchoques. Utilizam-se amplificadores que são isolados do restante do equipamento. Um dos métodos usados é apresentado na figura 4.9. A energia para o amplificador de entrada e o sinal do amplificador são cada um acoplados magneticamente por meio de transformadores, sendo o módulo inteiro de entrada isolado (Cromwell e col., 1973). Devido à faixa de frequência de sinais de ECG (0,01 - 250 Hz), acoplamento direto pelo transformador é impraticável

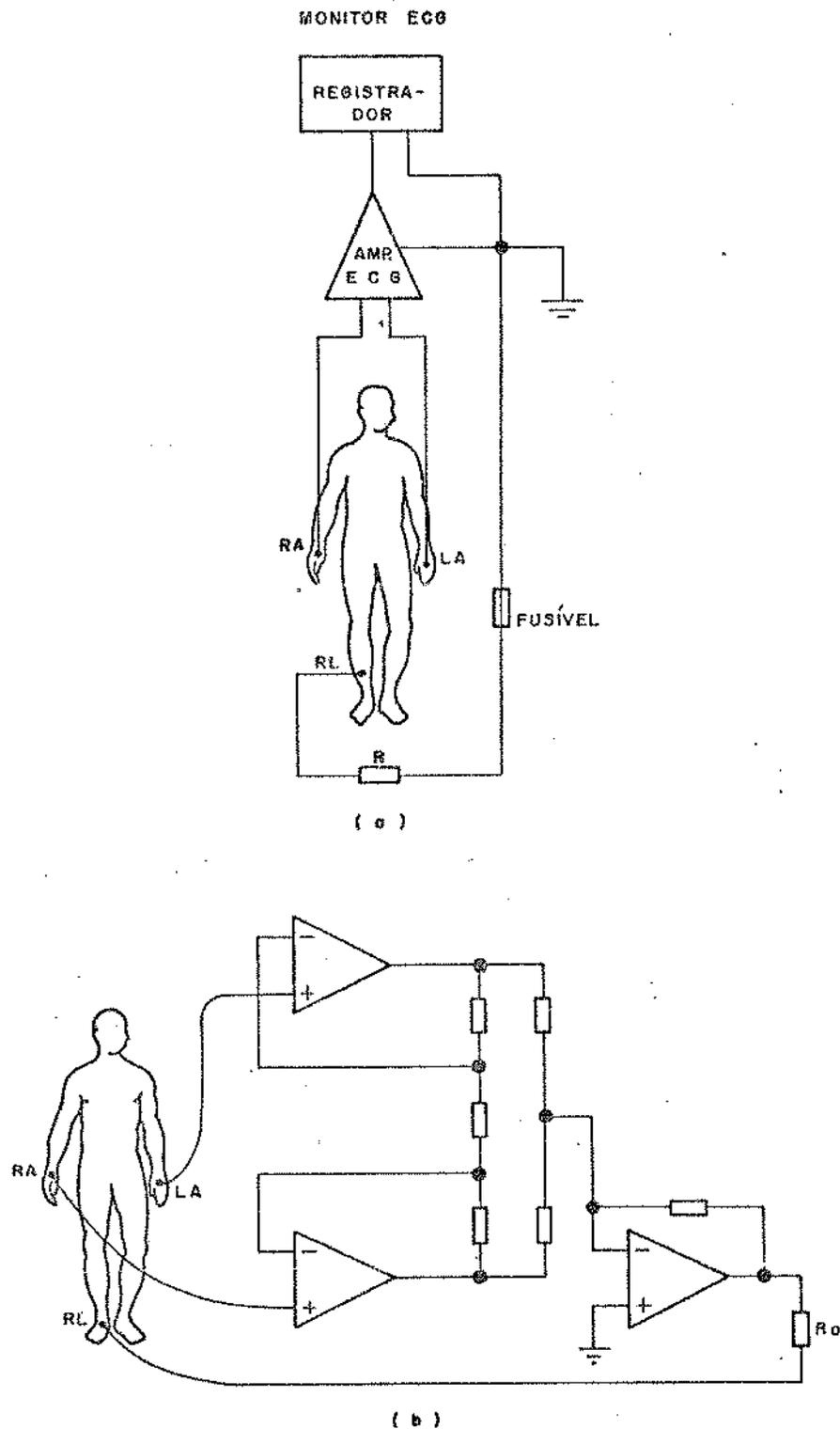


Fig. 4.6 - Circuitos de paciente utilizados em eletrocardiôgrafos. (a) Perna direita aterrada (HP, 1971); (b) Introduzido o circuito de realimentação (Neuman, 1978)

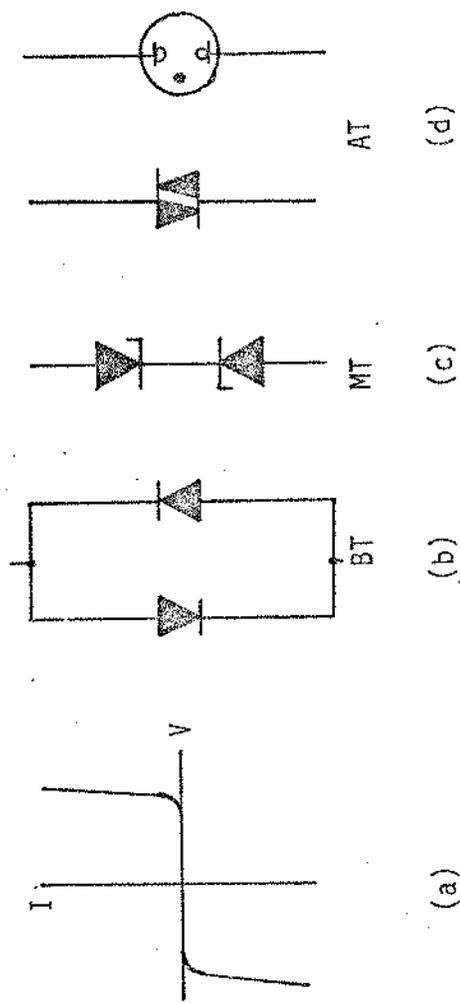


Fig. 4.7 - Dispositivos limitadores de tensão. (a) Caract. tensão x corrente; (b) Diodos de silício para limitar baixa tensão; (c) Diodos zener para média tensão e (d) Diac ou lâmpada neon para alta tensão

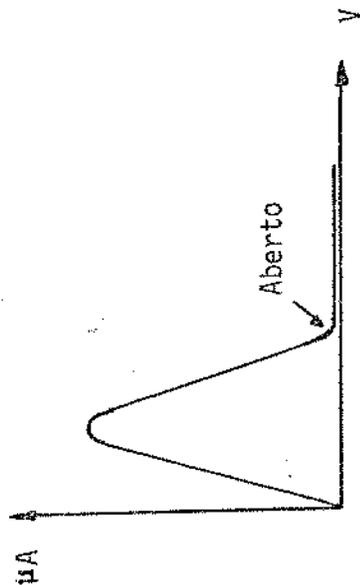


Fig. 4.8 - Curva tensão x corrente de dispositivo limitador de corrente (OHMIC, 1982)

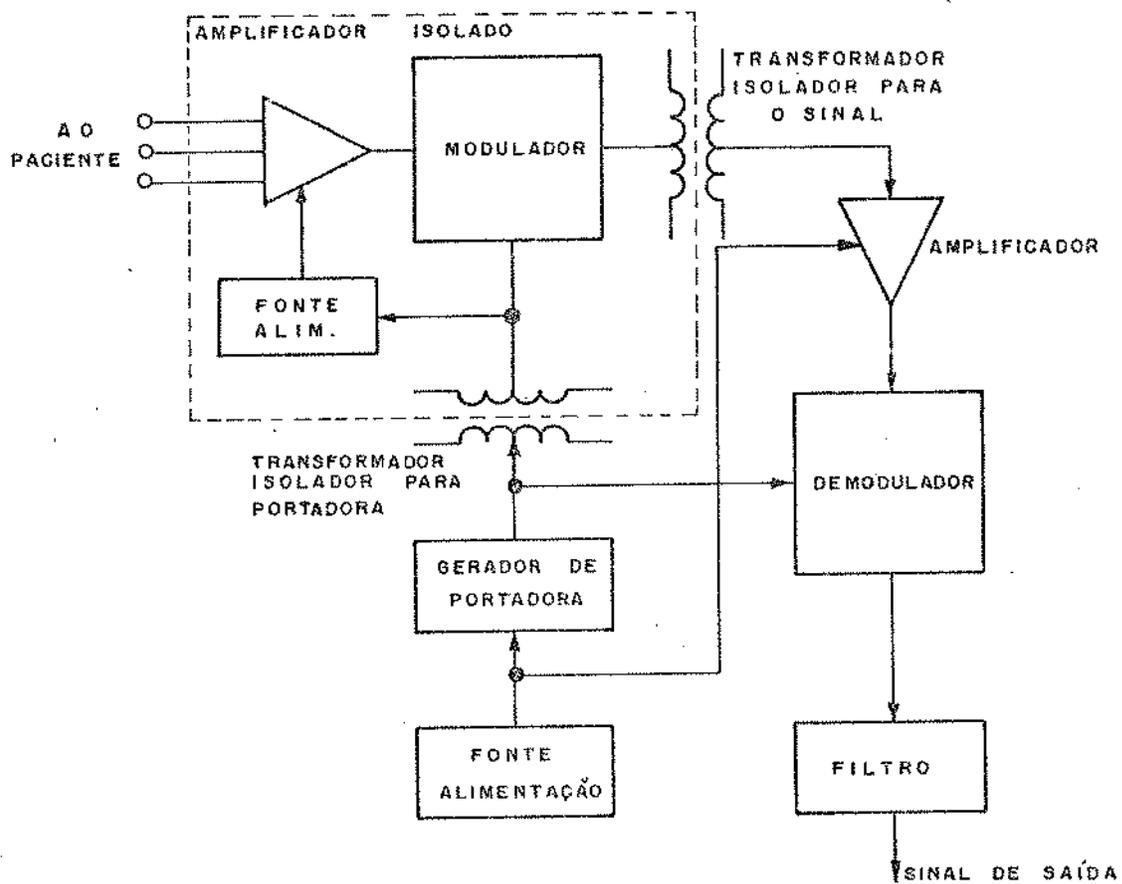


Fig. 4.9 - Circuito de entrada de modernos eletrocardiogramas (Cromwell e col., 1973)

e modulação em amplitude é usada para converter a frequência do sinal para uma faixa mais favorável. O sinal da portadora de alguns kilohertz (kHz) é usado também para energizar a fonte flutuante para o amplificador diferencial, no módulo de entrada isolado. Nos terminais do paciente devem ser usados limitadores para proteger a entrada contra tensões e correntes elevadas.

Utiliza-se também isolamento óptico, sendo que a linearidade depende principalmente do casamento dos semicondutores utilizados (Olson, 1978).

4.8. Análise das Falhas de EQUIPAMENTO ELETROMÉDICO

A tabela 4.8 exemplifica os tipos de falhas mais comuns de projetos, encontrados em diversos itens de EQUIPAMENTO ELETROMÉDICO, os quais comprometem a segurança do mesmo. Tal exame foi realizado por um laboratório especializado do BSI - British Standard Institution em 27 itens de equipamento tipo B, BF e CF. No total houveram 427 casos de não conformidade com as Normas (IEC 601.1, 1977; BS 5724, 1979) resultando uma média de 16 falhas por unidade, o que mostra claramente que muitos fabricantes não seguem as normas. Entretanto, apenas 2 eram devido a corrente de fuga excessiva, 5 por falta de rigidez dielétrica, 5 por aterramento inadequado e 13 devido a percursos através do ar e fuga não satisfatórios (Whelpton e Roberts, 1982)

4.9. Sumário

Uma vez que a finalidade para a qual o equipamento é projetado, determina as condições de segurança (vide 4.3.2.4), principalmente os valores de correntes de fuga, a escolha da classe de proteção para o equipamento fica a cargo do fabricante. Isso desde que sejam respeitadas normas de segurança. Discutiu-se (vide 4.3.1.5) alguns aspectos que são considerados na seleção da classe de proteção. Para facilitar o trabalho de escolha do projetista, Krestel (1973), sugere que seja utilizada a tabela 4.9 (baseada em Normas VDE - alemães), para equipamentos alimentados externamente. Pa-

Tab. 4.8 - Áreas Comuns de Não Conformidade com Normas

Item	Falha	Total
Componentes	Condições de trabalho conflitantes com suas características	40
Marcação Externa	Símbolos de classificação e durabilidade	38
Marcação Interna	Símbolos de alta tensão, baterias e terra de proteção	34
Documentos Acompanhantes	Instruções para uso, manutenção e controles, etc.	26
Montagem Geral	Parafusos, porcas, fixação de condutores, etc.	23
Construção	Projeto e percurso da fiação, etc.	23
Fusíveis de Rede	Escolha e local dos fusíveis	19
Transformadores	Construção e valores nominais	19

Fonte: Whelpton e Roberts (1982)

Tab. 4.9 - Tipos de Equipamentos e Classes de Proteção Utilizados

TIPO DE EQUIPAMENTO	CLASSE PROTEÇÃO
Raios-X	I
Eletro-cirúrgico de alta frequência (50 W)	I
Descarga de alta frequência	II
Terapia de micro-ondas e ondas-curtas	I
Foto-endoscopia com "flash" intra-corporal	II
Esterilizadores	I
Mesas e cadeiras cirúrgicas	I
Lâmpadas frontais (testas) e bucais	III
Dentário (utilizado com motor de acionam.)	II ou III
Medidores de radiação	I ou II
Eletroacústico para audiometria	II ou III
Anestesia	I

Fonte: Krestel (1973)

ra equipamentos do tipo transportável, utilizam-se baterias, desde que o consumo seja baixo.

CAPÍTULO 5

SEGURANÇA DE INSTALAÇÕES ELÉTRICAS PARA FINS MÉDICOS

5.1. Introdução

Define-se "instalação" como o conjunto de condutores, chaves, transformadores e outras partes destinadas a fornecer energia ao equipamento elétrico utilizado (IEC 513, 1976).

Até alguns anos atrás, a precaução especial que se tomava em instalações elétricas hospitalares era dispor de medidas de prevenção contra explosões em salas cirúrgicas e salas de anestesia, onde se vinha empregando anestésicos inflamáveis, além de precauções relacionadas à interrupção do fornecimento de energia.

Atualmente, face à utilização de energia elétrica ao redor do paciente e à generalização das técnicas de diagnóstico invasivos, as instalações elétricas devem contribuir para evitar riscos de macrochoques e microchoques, em conjunto com as medidas incorporadas aos equipamentos (Galvão e Pallás, 1980).

Os recintos hospitalares recebem um tratamento especial, dependendo do estado do paciente e da natureza do exame ou tratamento. Como norma geral, os sistemas de alimentação de uma instalação elétrica para fins médicos, devem ser realizados mediante uma rede de cinco condutores, consistindo de três fases, um neutro isolado independente e um condutor de proteção isolado independente.

Quando partes da instalação estiverem situadas no AMBIENTE DE PACIENTE (apêndice E), devem ser evitadas tensões que possam acarretar correntes excessivas através do paciente, sendo que a melhor solução parece ser a combinação de aterramento do equipamento com equalização de potencial na instalação (IEC 513, 1976; NFPA 70; 1981).

5.2. Fornecimento de Energia Elétrica

Uma característica básica do sistema de alimentação de energia elétrica para um ESTABELECIMENTO MÉDICO, além da sua adequada capacidade, é a sua confiabilidade, devido aos muitos casos de pacientes dependentes de tal fornecimento. A confiabilidade é tão importante que deve haver uma fonte de energia elétrica de emergência para alimentar certas áreas essenciais, durante FALHA ou interrupção da fonte principal (Fischer, 1975).

Com relação à capacidade (potência) do sistema de alimentação, o número de camas do estabelecimento pode servir como base para o cálculo da demanda. Conforme Spitta (1975), ao crescer o número de leitos, diminui a potência necessária por cama, como se observa na figura 5.1, a qual é baseada em ESTABELECIMENTOS MÉDICOS que possuem inclusive sistema de condicionamento de ar.

Por outro lado, a portaria nº 138/BSB de 1978 do Ministério da Saúde, que regulamenta Construções e Instalações de Serviços de Saúde, recomenda que a demanda máxima seja estimada em pelo menos 1,0 kW por leito, excluídos os sistemas de condicionamento de ar e processamento eletrônico de dados. Além disso, quando a demanda máxima exceder a 100 kW, o sistema de alimentação deve ser realizado em tensão primária (MS, 1979).

Na figura 5.2, apresenta-se um exemplo de fornecimento de energia efetuada por uma concessionária através de dois alimentadores primários (preferencialmente de subestações diferentes), pois caso haja FALHA de um, a carga pode ser transferida para outro. Recomenda-se também que a transformação seja efetuada por mais de uma unidade, aumentando assim a confiabilidade do sistema.

É necessário considerar no projeto, circuitos e transformadores reservas, prevendo-se um aumento da demanda geral (Fischer, 1975).

5.3. Prescrições Para as Instalações Elétricas

5.3.1. Necessidades básicas

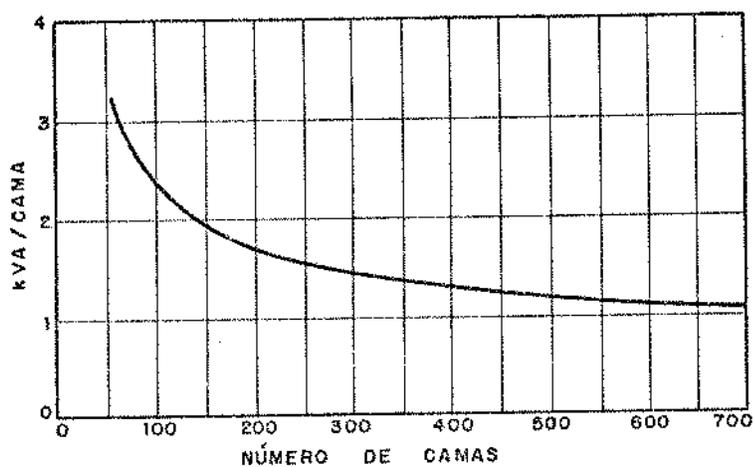


Fig. 5.1 - Potência em função do número de camas (Spitta, 1975).

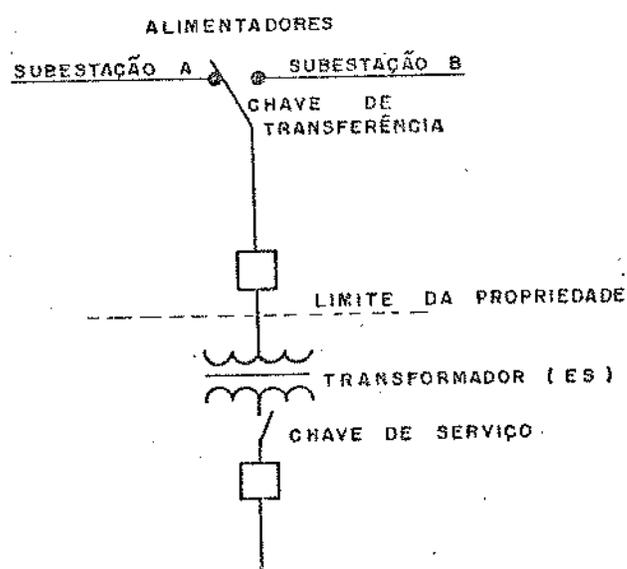


Fig. 5.2 - Exemplo de alimentação primária dupla (Fischer, 1975).

A distribuição de energia elétrica é padronizada no Brasil, de acordo com a Norma NBR 5410 (ex NB-3) da ABNT (1980), sendo que todos os edifícios que contêm RECINTOS PARA FINS MÉDICOS, devem possuir um sistema do tipo TN-S, ou TT, ou IT, como descrito no apêndice D (IEC 62A55, 1981). O uso de um sistema TN-C-S, no qual, o condutor de proteção acumula a função do condutor neutro (transportar corrente em condição normal), não é permitido, pois pode causar riscos para o paciente e interferir com o funcionamento de EQUIPAMENTO ELETROMÉDICO e de processamento de dados, além de inviabilizar a proteção de corrente residual (Mendes, 1981).

A obrigatoriedade do condutor de proteção tem sido justificada pela proteção proporcionada quando do contato acidental de uma PARTE CONDUTIVA ACESSÍVEL com uma PARTE SOB TENSÃO ou como caminho de desvio para terra de correntes de fuga de equipamentos.

No Brasil, poucos ESTABELECIMENTOS MÉDICOS possuem sistema de distribuição com o condutor de proteção isolado e separado. Quando isso ocorre, é privilégio de centros cirúrgicos, salas de cateterismo e unidades de terapia intensiva.

A seguir, se discute uma série de implementações, com a finalidade de aumentar a proteção para os pacientes em áreas distintas dos ESTABELECIMENTOS MÉDICOS. O projeto de Norma IEC 62A55 (1981) considera as implementações de acordo com cada RECINTO PARA FINS MÉDICOS, ao passo que a Norma NFPA 70 (1981) estabelece meios de proteção para áreas do hospital, tais como: área de cuidado intensivo, área de anestésicos inflamáveis, área permanentemente úmida, etc.

5.3.2. Aterramento de proteção - sistema médico TN-S

Todos os RECINTOS PARA FINS MÉDICOS devem possuir um CONDUTOR DE ATERRAMENTO PARA PROTEÇÃO (identificado pela cor verde ou verde-amarela), conectado de forma permanente nas tomadas, sendo que a TENSÃO DE CONTATO convencional é limitada a 25 V em corrente alternada. Esse condutor deve ser comum a todas as PARTES CONDUTIVAS EXPOSTAS.

Próximo do ponto de origem da instalação (serviço - secundário do transformador), deve existir uma LIGAÇÃO EQUIPOTENCIAL principal, com

uma barra de aterramento principal, sendo que são feitas conexões para as seguintes partes através de condutores de ligação (vide apêndice F):

- Condutores de proteção de pára-raios.
- Sistema de aterramento do sistema de distribuição de energia elétrica.
- Sistema de aquecimento central.
- Partes condutivas dos encanamentos de água, gás e esgoto.
- Estrutura metálica do edifício, se aplicável.

Cada RECINTO PARA FINS MÉDICOS ou CONJUNTO DE SALAS MÉDICAS deve possuir sua própria barra de distribuição do condutor de proteção, localizada no quadro de distribuição de energia. A impedância entre tal barramento e cada terminal de terra nas tomadas, não deve ultrapassar $0,2 \Omega$. A área de secção transversal dos condutores de proteção é determinada pela tabela 5.1. Em certas condições pode ser necessário dispor o condutor de proteção separado dos condutores fase, a fim de evitar problemas de medição ao se registrar biopotenciais (IEC 62A55, 1981).

5.3.3. LIGAÇÃO EQUIPOTENCIAL suplementar

A presença de outras partes condutivas, além das partes condutivas de equipamentos, é também uma fonte potencial de perigo, já que podem alcançar por acidente uma tensão elevada com respeito à terra. A fim de diminuir a TENSÃO DE CONTATO, todas as PARTES CONDUTIVAS ESTRANHAS devem ser conectadas para o sistema de proteção, através de uma barra de LIGAÇÃO EQUIPOTENCIAL, a qual se localiza próxima da barra do condutor de proteção (vide apêndice G). As conexões devem ser feitas para partes condutivas como canos d'água, de gás, de aquecimento e outras partes metálicas que podem ser alcançadas pela mão. A impedância entre tais partes e a barra deve ser inferior ou igual a $0,1 \Omega$. As barras de LIGAÇÃO EQUIPOTENCIAL e do condutor de proteção devem ser interligadas, via um condutor de cobre de secção superior a 16 mm^2 .

Um número adequado de terminais de LIGAÇÃO EQUIPOTENCIAL, além dos terminais dos condutores de proteção nas tomadas, deve existir em

Tab. 5.1 - Área de Secção dos Condutores de Proteção

Área de Secção Transversal do Condutor Fase S (mm ²)	Mínima Área de Secção Transversal do Condutor de Proteção Correspondente (mm ²)
$S \leq 16$	S
$16 < S \leq 35$	16
$S > 35$	$S/2$

Fonte: IEC 62A55 (1981)

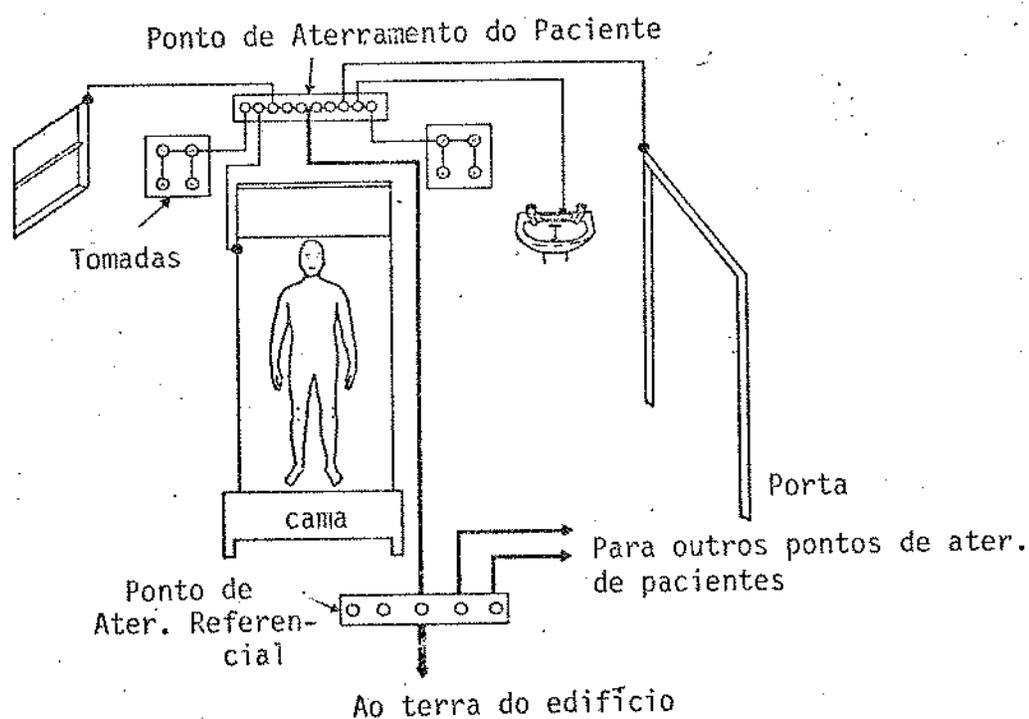


Fig. 5.3 - Aterramento equipotencial (Olson, 1978).

cada sala para a conexão de condutores de proteção adicionais de equipamentos ou por razões de aterramento funcional do equipamento (IEC 62A55, 1981).

Um sistema de aterramento equipotencial protege pacientes de microchoques, pois mantém todas as superfícies e terras de tomadas no AMBIENTE DE PACIENTE ao mesmo potencial, protegendo também o paciente contra FALTAS à terra em outros locais (vide 3.4.2.3).

Na figura 5.3 é exemplificado um sistema de aterramento equipotencial, apresentado pela Norma NFPA 70 (1981). Observa-se que todas as terras de tomadas e superfícies condutivas são conectadas para um único ponto de aterramento do paciente, não devendo essas ligações exceder $0,1 \Omega$, e daí para um ponto de aterramento de referência, através de um condutor de cobre, no mínimo número 10 AWG. Todas as superfícies condutivas eram obrigatoriamente aterradas desde a edição de 1971 da Norma NFPA 70. No entanto, na edição de 1981, tal condição foi eliminada, a não ser quando as partes condutivas são prováveis de serem energizadas, isto é, quando fazem parte de equipamento elétrico e não janelas, estruturas de portas, etc (di Monda e Ridgway, 1981).

5.3.4. Restrições de tensões em salas destinadas para APLICAÇÃO CARDÍACA DIRETA

Considerando-se que a resistência mínima oferecida pelo corpo humano é da ordem de $1 \text{ k}\Omega$ e se deseja limitar a corrente através do paciente a $10 \mu\text{A}$ (microchoque), resulta que a máxima diferença de potencial suportável pelo paciente é de apenas 10 mV. Esse limite deve ser atingido entre a barra de LIGAÇÃO EQUIPOTENCIAL e qualquer PARTE CONDUTIVA EXPOSTA assim como qualquer PARTE CONDUTIVA ESTRANHA, no AMBIENTE DE PACIENTE, através de um resistor de $1 \text{ k}\Omega$, para correntes de DC a 1 kHz, em condição normal (IEC 62A55, 1981).

Na figura 5.4, apresenta-se a relação entre corrente de defeito ou fuga e a resistência que se deve ter em paralelo com o paciente para que não se supere o valor de 10 mV, ressaltando-se que é inviável uma proteção, no caso de fugas muito elevadas ou FALTA elétrica (Galvão e Pallás, 1980).

A Norma NFPA 70 (1981) limita a máxima diferença de poten-

cial entre superfícies metálicas ou entre terras de tomadas e superfícies metálicas, no AMBIENTE DE PACIENTE, em áreas de cuidados intensivos, a 40 mV e em áreas de cuidado geral, a 500 mV, medidos através de 1 k Ω e frequência de DC a 1 kHz, sob operação normal.

5.3.5. Aplicação de dispositivos de proteção de corrente residual (interruptores de falha à terra)

Interruptores de falha à terra ou de corrente de fuga para terra, são dispositivos que interrompem a fonte de energia elétrica quando uma corrente superior a alguns miliampêres flui para terra. Na figura 5.5, apresenta-se um esquema em que se procura mostrar o princípio de funcionamento de tal dispositivo (Leeming e Perron). Normalmente a corrente no condutor fase é igual à do condutor neutro. Quando há uma diferença acentuada (FALHA para terra), há desequilíbrio de campo magnético sentido pelo enrolamento conectado ao estágio amplificador, o qual atua sobre os relés abrindo o circuito. O interruptor de fuga à terra é para ser usado em sistemas de distribuição normais, porém o seu uso apenas, não é considerado como meio de proteção suficiente, não se devendo negligenciar 5.3.2 e 5.3.3. Recomenda-se que o dispositivo possua uma corrente de atuação da ordem de 30 mA (IEC 62A55, 1981). Tais dispositivos não são sensíveis o suficiente para prevenir microchoques, sendo utilizados para prevenção de macrochoques.

Quando breves interrupções de energia podem ser toleradas, o baixo custo do interruptor é uma alternativa ao uso de sistemas isolados (Olson, 1978).

A Norma NFPA 70 (1981), recomenda sua utilização em áreas permanentemente úmidas, particularmente em locais de hidroterapias, porém, possuindo corrente de atuação menor (6 mA). No Brasil, o Ministério da Saúde recomenda sua utilização em unidades de pediatria e psiquiatria, além da unidade de hidroterapia, sendo que a empresa Siemens S/A, apresenta duas versões importadas para venda no Brasil, com corrente nominal de atuação de 30 mA e 500 mA.

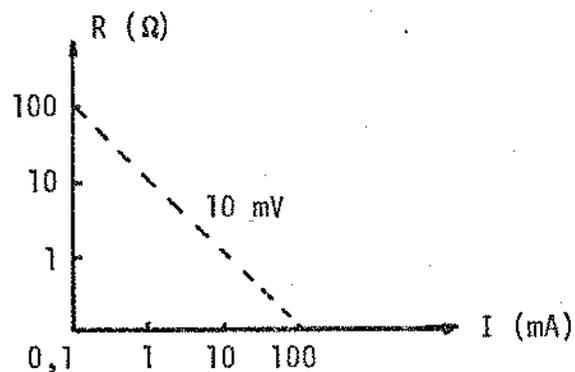


Fig. 5.4 - Resistência de proteção em função da corrente de defeito.

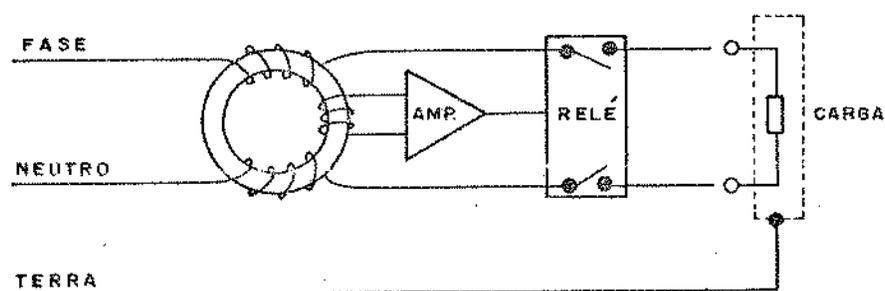


Fig. 5.5 - Esquema de um interruptor de fuga para terra (Leeming e Perron).

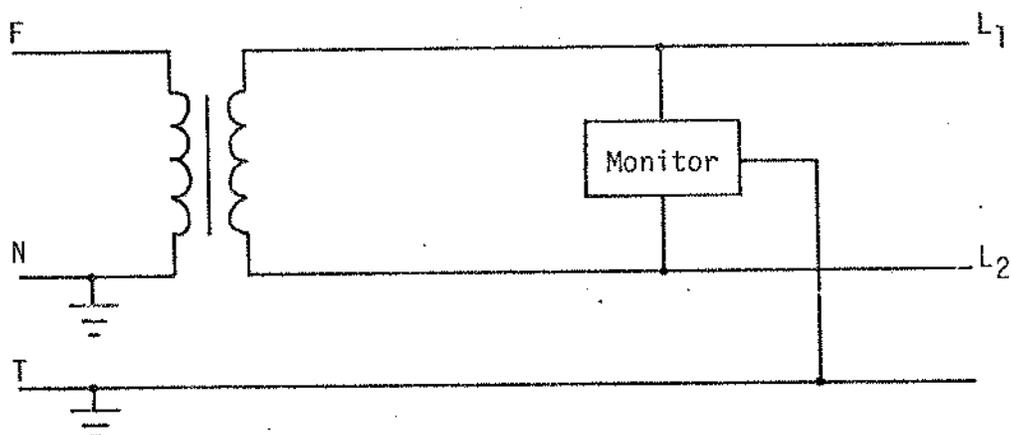


Fig. 5.6 - Sistema com transformador de isolação mais monitor.

5.3.6. Sistema de energia isolado ou sistema médico IT

Mesmo em um sistema com equalização de potencial, não se pode eliminar tensões entre terras quando há a ocorrência de grandes FALTAS para terra. Ocorre ainda, nessa situação, o desligamento da fonte de alimentação pela atuação dos dispositivos de proteção. A característica principal do sistema de energia isolado é que quando há um contato acidental de um dos condutores para terra, não há fluxo de corrente de falta, evitando-se faíscas, além de não haver a desconexão da alimentação, assegurando-se a continuidade do fornecimento. Por essas razões, eles têm sido utilizados em áreas de anestésicos inflamáveis e em locais em que a continuidade do fornecimento de energia é fundamental (NFPA 70, 1981).

Um sistema com transformador de isolamento é apresentado na figura 5.6. Os condutores energizados são flutuantes (isolados de terra), entretanto, o CONDUTOR DE ATERRAMENTO PARA PROTEÇÃO, permanece o mesmo. Nota-se que uma FALTA para terra reverte o sistema para um do tipo aterrado, de modo que uma segunda FALTA provoca a circulação de grandes correntes. Por isso, tal sistema sempre deve ser utilizado com algum dispositivo que monitore a isolamento de cada linha para terra (vide apêndice H). Inevitavelmente, o transformador de isolamento apresenta uma corrente de fuga entre enrolamentos primário e secundário. Esta corrente pode ser mantida bastante baixa através de cuidados especiais no projeto e na construção. Entretanto, a fuga do enrolamento secundário para terra (capacitâncias) é mais limitante, sendo que deve ser mantida no máximo a 500 μ A, quando em CONDIÇÃO DE PRIMEIRA FALHA (IEC 601.1, 1977). Em razão disso, se limita a potência do transformador de isolamento para 7,5 kVA, com tensão máxima de saída de 250 V, reduzindo-se sua dimensão física e o número de equipamentos ligados a ele.

Atualmente há muita discussão nos EUA a respeito da necessidade real do uso de sistemas isolados em locais que empregam anestésicos inflamáveis, já que alguns estudos tem concluído que a segurança adicional proporcionada por tais sistemas é desprezível e o seu custo é bastante elevado, além de apresentar alguns problemas de manutenção, com relação aos monitores de isolamento das linhas (di Monda e Ridgway, 1981; Ridgway, 1981).

5.3.7. Alimentação por extra-baixa tensão de segurança médica

Destinada a suprir energia para equipamento classe III, não devendo ultrapassar 25 V em corrente alternada ou 60 V em corrente contínua. A tensão de alimentação deve ser fornecida através de um transformador de isolamento, sendo que não é permitido o uso de auto-transformador.

Fontes de EBTSM devem possuir isolamento para circuitos e terra equivalentes ao transformador de isolamento. Também os condutores dos circuitos de EBTSM devem ser fisicamente separados dos condutores de outros circuitos.

As tomadas devem ser caracterizadas, de modo a se evitar conexões erradas, não havendo contato para condutor de proteção.

Geralmente, tal alimentação é utilizada em unidades odontológicas, ou outras em que há contato com superfícies internas do corpo humano. Nessas condições a alimentação em EBTSM é necessária, pois o limite de corrente de percepção é menor (vide 2.3.2).

5.4. Sistema de Alimentação de Emergência

A interrupção do fornecimento de energia normal em um ESTABELECIMENTO MÉDICO pode causar consequências perigosas. Assim, torna-se necessário providenciar meios que mantenham a continuidade da energia elétrica para CIRCUITOS ESSENCIAIS de hospitais durante todo o tempo.

O Ministério da Saúde (1979) distingue três tipos de circuitos que devem ser conectados ao sistema de emergência, quais sejam: circuitos críticos, semi-críticos e opcionais, sendo que para circuitos críticos a transferência de uma para outra fonte deve ser automática. Nos circuitos críticos inclui-se: iluminação de emergência e tomadas em salas de cirurgia, parto, terapia intensiva, cateterismo cardíaco, angiografia, diálise renal, isto é instalações e equipamentos que afetam a vida do paciente. Os circuitos semi-críticos dizem respeito à iluminação de corredores, escadas, saídas, sistemas de alarmes, sinalização, etc., ao passo que circuitos opcionais são: ventilação de salas cirúrgicas, sistema de vácuo, etc. Recomenda-se que todas as tomadas do sistema de emergência sejam marcadas para imedia-

ta identificação.

Com relação à fonte de alimentação de emergência, discrimina-se: acumuladores (baterias), grupos geradores, alimentador independente, sendo que para estabelecimentos acima de 100 leitos, é obrigatório o uso de grupo moto-gerador, o qual deve entrar em operação até 10 segundos após a interrupção, com capacidade para operar 24 horas seguidas. Prescreve-se o emprego de baterias auxiliares para iluminação em salas de cirurgia, parto, terapia intensiva e emergência (MS, 1979).

Na figura 5.7, apresenta-se um sistema de emergência para um hospital de pequeno porte, de acordo com a Norma NFPA 70 (1981). Tal sistema compreende uma fonte substituta, normalmente um grupo moto-gerador diesel-elétrico. Apesar de ser reconhecida como desejável para certas áreas, a alimentação sem interrupção, não é exigida pelo National Electric Code (NEC). Muitos hospitais com computadores para finalidades médicas, assim como em cirurgias cardíacas de tórax aberto, transplantes renais, tal sistema é necessário, pois 10 segundos sem energia pode ser perigoso. Como fonte desses sistemas citam-se: baterias, sistemas estáticos e sistemas auto-volantes.

As baterias são normalmente utilizadas para iluminação.

Na figura 5.8, apresenta-se o diagrama de blocos de um sistema estático. Quando em operação normal, a tensão alternada é convertida em contínua através do retificador, carregando a bateria e alimentando o inversor estático. Este transforma corrente contínua em alternada e sincroniza a tensão alternada de saída com a tensão de entrada (rede). Durante uma FALHA, a bateria alimenta o inversor e este a carga, mantendo a tensão e a frequência constantes. A entrada (tensão alternada) é conectada para o outro lado da chave de transferência, para que quando houver FALHA do sistema estático, a carga seja transferida para a rede.

O sistema auto-volante, consiste de um moto-gerador com um volante. Durante operação normal, um motor elétrico gira ou o motor diesel ou o gerador com o volante acoplado. Quando a energia é interrompida, o motor elétrico é desengrenado e o motor diesel é partido. O volante mantém o gerador em rotação até o motor adquirir a velocidade correta, quando acontece sua conexão ao gerador (Fischer, 1975).

De acordo com a IEC, um exemplo de um sistema de alimentação

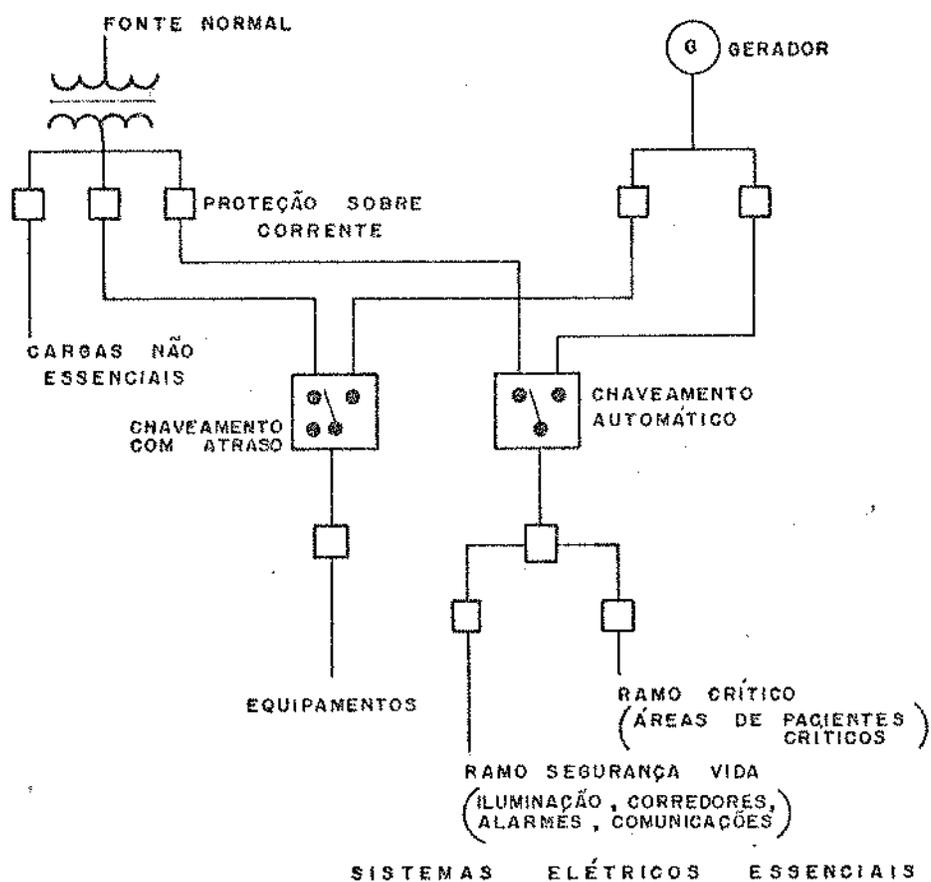


Fig. 5.7 - Sistema de emergência para um pequeno hospital (NFPA 70, 1981).

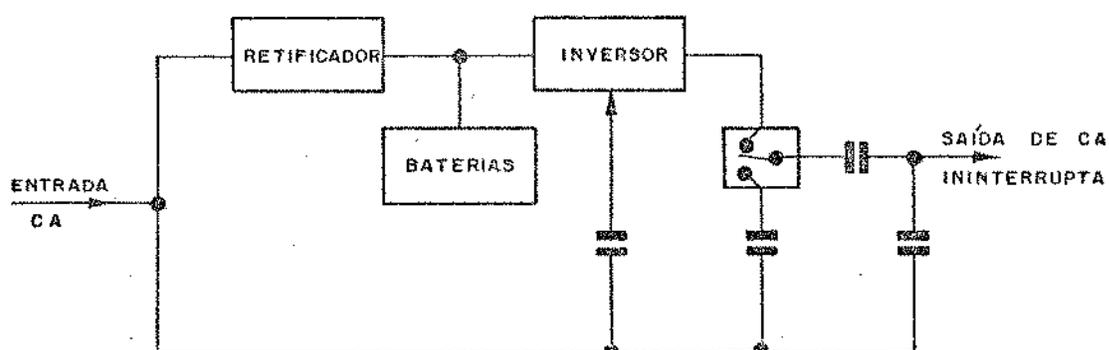


Fig. 5.8 - Fonte de alimentação ininterrupta - Sistema estático (Fischer, 1975).

de emergência completo é mostrado na figura 5.9 (IEC 62A55, 1981). O sistema de emergência geral é destinado a fornecer energia elétrica por um longo período para os CIRCUITOS ESSENCIAIS, transferindo automaticamente suas cargas, quando ocorrer interrupção da fonte normal.

Em alguns RECINTOS PARA FINS MÉDICOS, um sistema de emergência especial é acrescentado ao sistema geral. Ele alimenta equipamentos de suporte à vida e iluminação da mesa cirúrgica por 3 horas, se a alimentação da rede ou o sistema geral falhassem, ou se o tempo de transferência não pudesse ser tolerado.

O processo de transferência de carga do sistema de emergência geral (grupo moto-gerador diesel-elétrico) deve ser tal que, se a tensão do sistema cair abaixo de 90% do valor nominal, após 2 segundos, deve haver a partida do motor e após 15 segundos a operação deve estar completada (IEC 62A55, 1981).

No caso de sistema de emergência especial para o equipamento de suporte à vida (E_1 da fig. 5.9), o processo de transferência deve estar completado em 15 segundos. A fonte pode ser um moto-gerador especial ou inversor com baterias. Para a lâmpada cirúrgica (E_2 da fig. 5.9), deve ser efetuada a transferência automática em no máximo 0,5 segundos.

5.5. Riscos de Explosões e Incêndios

Medidas especiais, devem ser utilizadas em locais que apresentem atmosferas ou misturas inflamáveis compostas de anestésicos ou agentes de limpeza e desinfecção misturados com ar, oxigênio ou óxido nitroso. Os principais agentes inflamáveis são: éter, ciclopropano, fluotano, halotano, pentano, etc.

Na figura 5.10, exemplifica-se a chamada ZONA DE RISCO, conceito usado internacionalmente para a proteção do paciente e pessoal circunvizinho. Nos locais considerados ZONAS DE RISCO (principalmente salas cirúrgicas), pisos anti-estáticos devem ser utilizados, sendo que sua resistência deve ser inferior a $25 \text{ M}\Omega$ (IEC 62A55, 1981). Além disso, qualquer tomada localizada dentro do espaço compreendido do piso até 1,5 m de altura, deve ser à prova de explosão (di Monda e Ridgway, 1981).

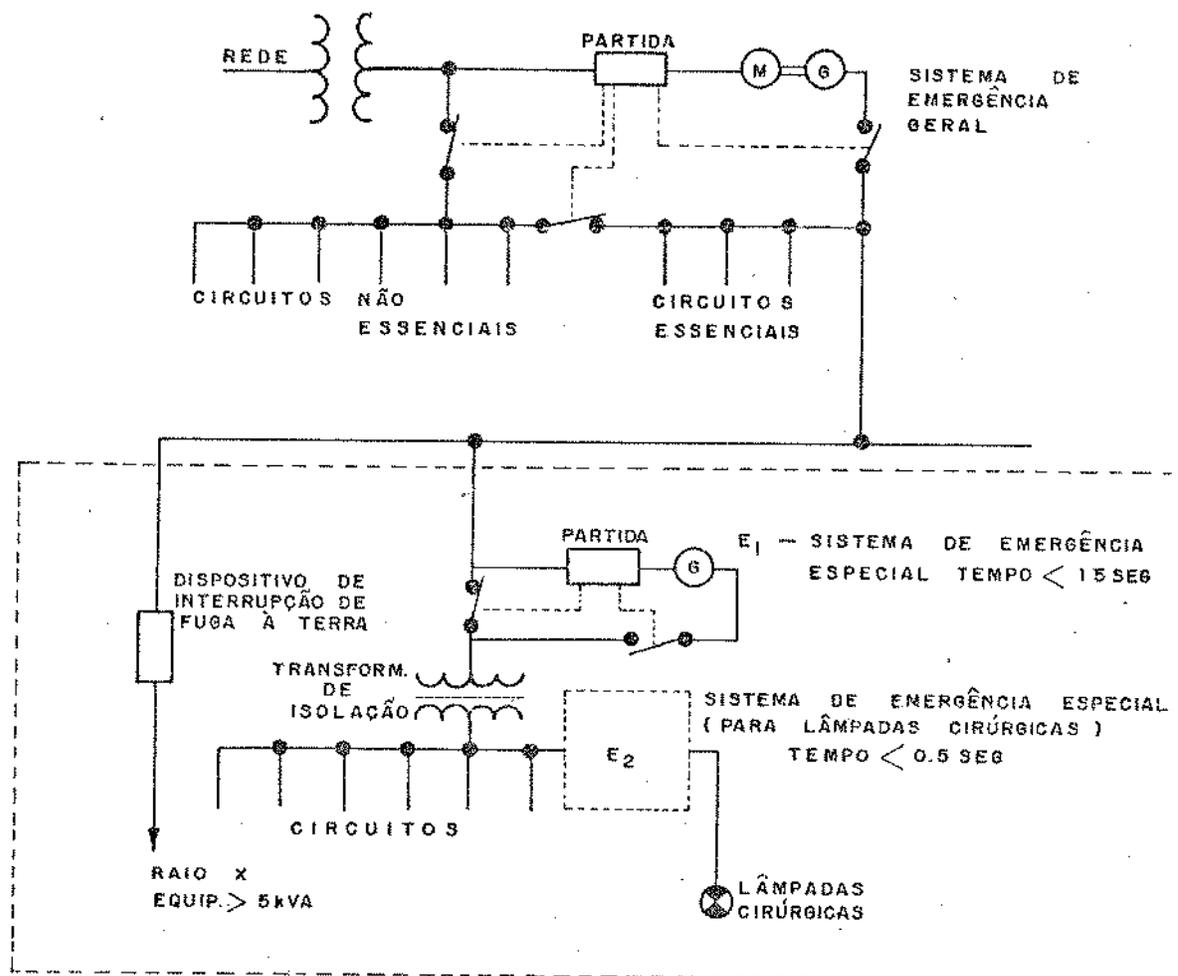


Fig. 5.9 - Exemplo de um sistema de alimentação de emergência
(IEC 62A55, 1981)

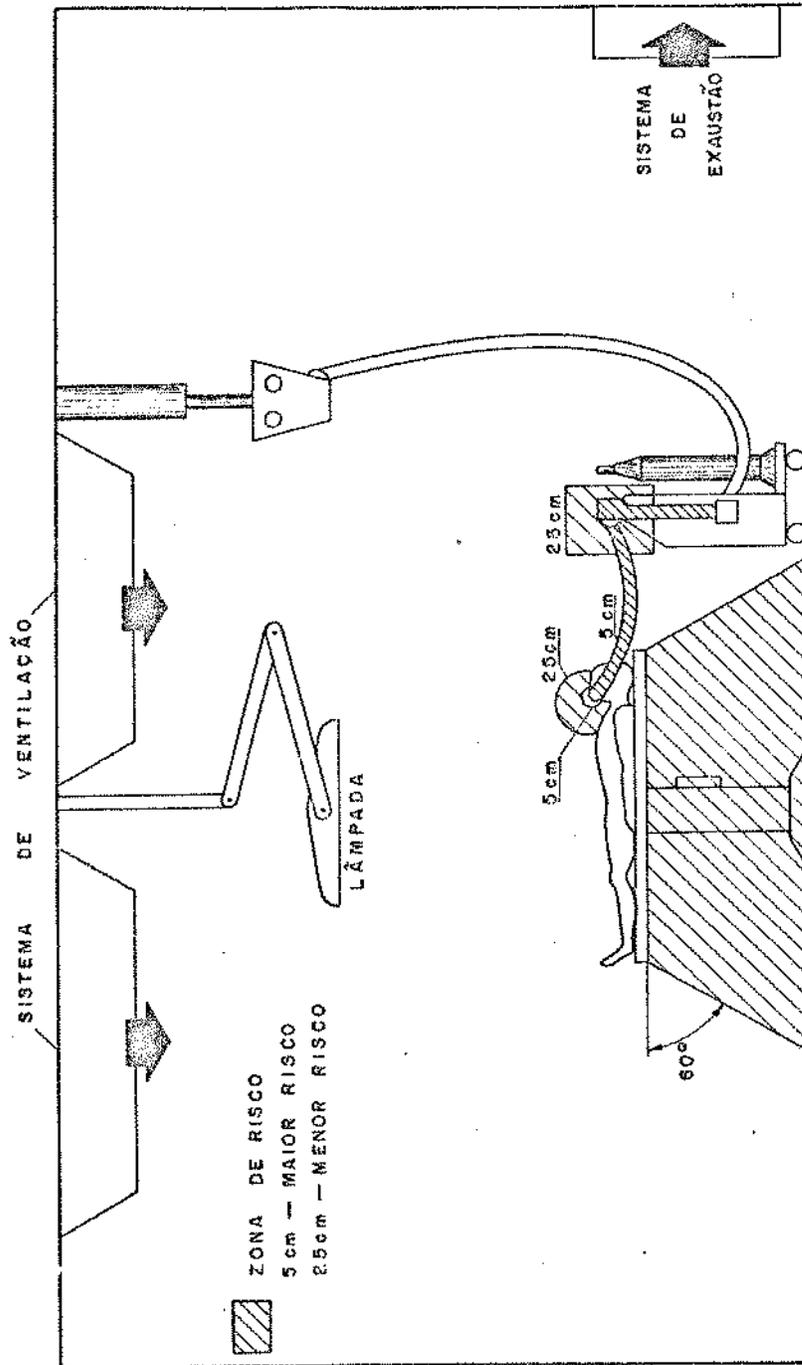


Fig. 5.10 - ZONA DE RISCO em sala cirúrgica (IEC 62A55, 1981)

Os sistemas de ventilação e sucção devem ser adequados, a fim de reduzir os riscos provocados por concentrações elevadas de misturas e atmosferas inflamáveis.

5.6. Medidas Contra Interferências

Nos locais do ESTABELECIMENTO MÉDICO onde medições de potenciais bioelétricos são realizadas, pode ser necessário o emprego de meios que minimizem interferências eletromagnéticas. Tais salas são: salas de ECG, EEG, monitoração e cuidados intensivos, angiografia, cirurgia, etc.

As fontes de tais interferências podem ser campos elétricos e magnéticos induzidos pela rede de alimentação e campos magnéticos de alta frequência provocados por equipamentos.

Para evitar essas interferências realiza-se a instalação com cuidadosa disposição dos condutores, eliminando lâmpadas fluorescentes e colocando os equipamentos distantes uns dos outros. Quando tais medidas não forem suficientes, pode ser necessário o uso de telas condutivas nas paredes das salas, uso de filtros de RF em equipamentos sensíveis e separação dos equipamentos mais sensíveis em locais protegidos (IEC 62A55, 1981).

5.7. Sumário e Conclusão

Finalizando o capítulo, resume-se na tabela 5.2 os meios de proteção recomendados para alguns RECINTOS PARA FINS MÉDICOS.

Pode-se observar através das prescrições discutidas que a maior parte delas são simples, não havendo um grau elevado de sofisticação. Sempre que possível, apresentaram-se as recomendações de diversas normas sobre um mesmo tópico, dando assim maiores subsídios para uma tomada de posição. Conforme apresentado na tabela 5.2, em áreas que comportam pacientes não eletricamente sensíveis é utilizado apenas aterramento de proteção, ao passo que em áreas de pacientes eletricamente sensíveis, praticamente todas as prescrições discutidas devem ser utilizadas. É natural que ao adotar prescrições de acordo com a área do hospital, é possível uma economia nos custos

Tab. 5.2 - Aplicação das Implementações Descritas

RECINTOS PARA FINS MEDICOS	MEDIDAS DE PROTEÇÃO						SISTEMA DE EMERGENCIA			EXPLO SÕES	INTER FEREN CIAS	
	Sistema TN-S 5.3.2	Ligação Equipon tencial 5.3.3	Restrição de Tensão 5.3.4	Interruptores de Falha a terra 5.3.5	Sistemas Isola- dos 5.3.6	Geral	Especial 1	Especial 2				
Enfermaria Geral	M					R						
Sala de Parto	M	R		R		R		R				
Sala de ECG, EEG	M	R		R		R						R
Sala de Hidroterapia	M	R		R		R						
Sala Cirúrgica	M	R	R	R	R	R	R	R	R	R	R	R
Sala de Cateterismo	M	R	R	R	R	R	R	R	R	R	R	R
Sala de Ter. Intensiva	M	R		R		R		R		R		R
Sala de Hemodiálise	M	R	R	R		R		R				

M = Medida mandatória

R = Medida recomendada

Fonte: Adaptado de IEC 62A55 (1981)

das instalações, através da racionalização da utilização das medidas protetivas.

CAPÍTULO 6

TESTES PARA AVALIAR A SEGURANÇA ELÉTRICA DE EQUIPAMENTOS E INSTALAÇÕES

6.1. Introdução

Uma série de medidas têm sido propostas para reduzir os riscos elétricos, principalmente macrochoques e microchoques em ESTABELECIMENTOS MÉDICOS. Algumas delas são largamente difundidas, pois são simples, requerem baixo custo e proporcionam um alto grau de proteção. Outras são mais caras e o valor protetivo é discutível. De qualquer modo, deve-se considerar que características de projetos de equipamentos e instalações apenas, não podem garantir segurança elétrica, principalmente se não houver utilização e manutenção preventiva apropriadas. Dessa forma é imprescindível que se tomem medidas de proteção adicionais, como a realização de um programa de testes de segurança elétrica, visando obter um controle sobre parâmetros que assegurem condição satisfatória dos equipamentos e instalações.

O programa de testes de rotina deve ser seguido num ESTABELECIMENTO MÉDICO, dentro de uma base de tempo que é variável para cada caso, sendo a avaliação efetuada através de valores limites com circuitos e instrumentos baseados em normas pertinentes. Esses testes são sub-divididos em equipamentos e instalações, devendo ser documentados através de anotações em fichas ou tabelas especiais que permitam um controle efetivo sobre os mesmos. A frequência das inspeções deve levar em consideração variáveis como as condições do equipamento e instalações, tempo e frequência de uso, condição do paciente e a área em que o mesmo se encontra, podendo ser semanal, mensal, bimensal, anual, etc., ou mesmo antes de cada utilização (Freeman e col., 1979).

6.2. Testes de Equipamentos

Alguns testes são específicos para equipamentos novos e para

determinados tipos de equipamento, porém a maioria pode ser empregada para assegurar continuamente o grau de segurança desejável em todos os EQUIPAMENTOS ELETROMÉDICOS.

6.2.1. Inspeção visual

Antes de iniciar os testes elétricos, é fundamental efetuar uma inspeção visual para detectar situações perigosas e inseguras, como, cordões de alimentação danificados, plugues defeituosos, isolação externa do equipamento rachada ou quebrada, tampas de proteção soltas, fluídos derramados sobre ou perto do equipamento, objetos estranhos deixados sobre o equipamento, integridade dos terminais a serem conectados ao paciente, etc. Nesse particular, é importante a cooperação do pessoal médico e dos operadores de equipamentos, os quais devem ficar atentos para essas e outras condições inseguras. Para o pessoal da área médica, principalmente, deve-se realizar um treinamento no sentido de que tais condições possam ser facilmente reconhecidas. Havendo qualquer condição insegura, a mesma deve ser eliminada, iniciando-se então os testes elétricos.

6.2.2. Medições elétricas

6.2.2.1. Resistência de aterramento

Verifica-se a conexão de baixa resistência entre o pino terra do plugue e vários pontos da carcaça do equipamento, como indicado na figura 6.1, através de um ohmímetro. As leituras mais baixas e mais elevada devem ser anotadas, sendo que valores de $0,1\Omega$ (IEC 601.1, 1977; UL 544, 1981) e $0,15\Omega$ (NFPA 76B, 1980) são estipulados como limites superiores. Algumas normas recomendam que o teste acima seja efetuado, injetando-se uma corrente de 10 a 25 A por meio de uma fonte de 60 Hz, cuja tensão em aberto não exceda 6 V, entre o pino terra e a parte metálica em questão, medindo-se a queda de tensão e calculando-se então a impedância. Tal teste pode causar danos aos condutores, caso a aplicação de corrente seja prolongada, e não está de acordo com os propósitos de um programa de testes de rotina, de modo que

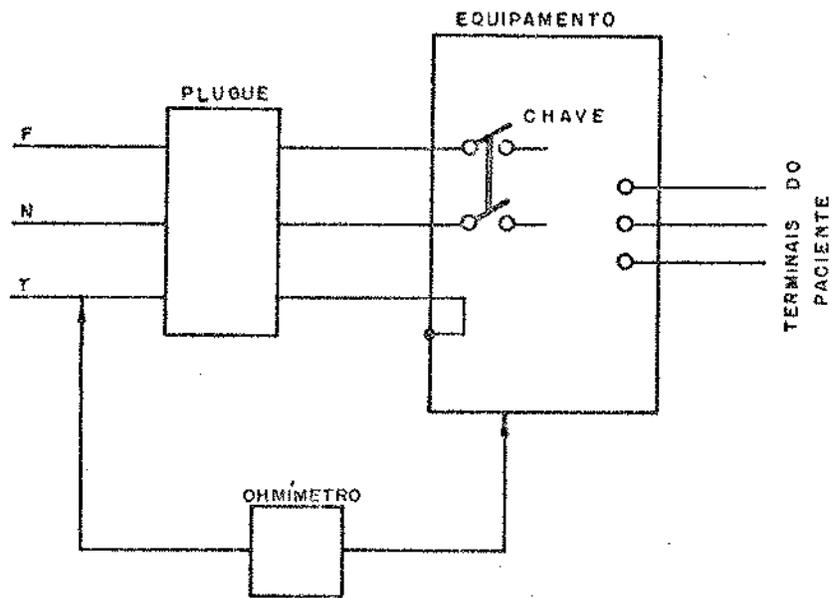


Fig. 6.1 - Teste de resistência de aterramento

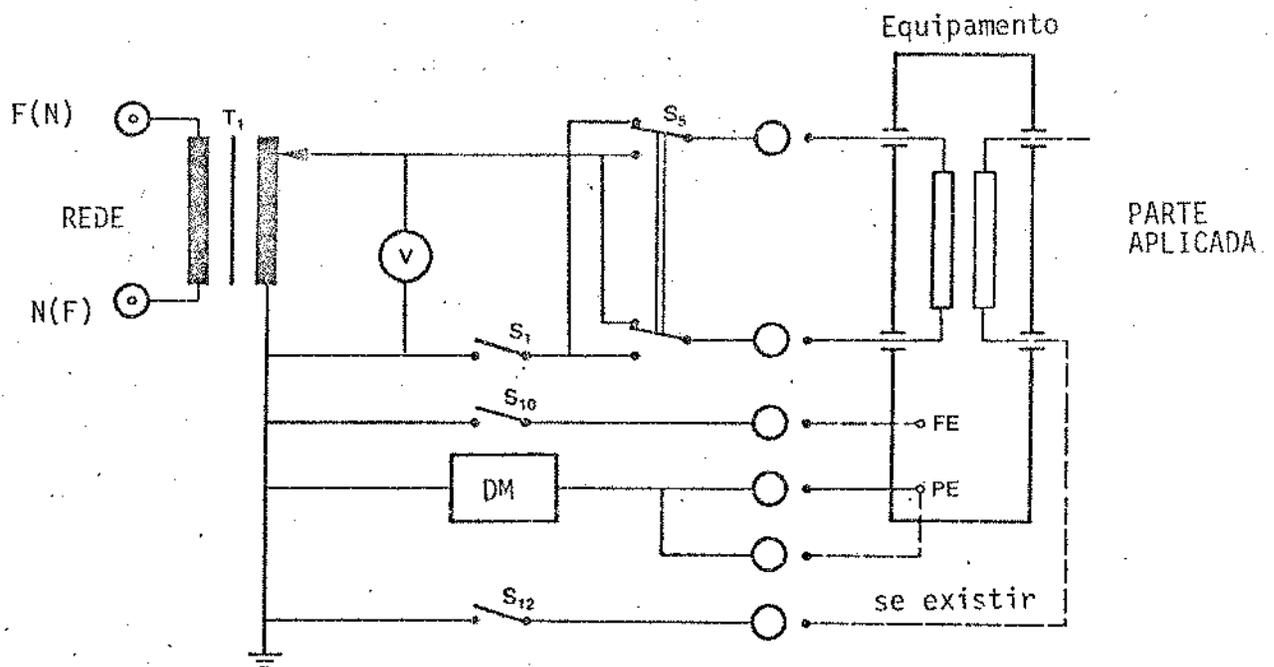


Fig. 6.2 - Arranjo para medição de corrente de fuga para terra, segundo IEC 601.1, 1977

sua realização deve ser feita em situações especiais, por exemplo, num laboratório de controle de qualidade de equipamentos.

6.2.2.2. Correntes de fuga

Ao se medirem correntes em que a resistência interna da fonte equivalente é baixa, como por exemplo, tensões diferenciais ao longo de um circuito de aterramento, costuma-se registrar os valores em tensão com um voltímetro. Isso porque o efeito de carga do voltímetro geralmente é menor do que o do amperímetro, que pode ter uma resistência interna não desprezível e afetar muito a medição. Os valores obtidos em milivolts (pelo voltímetro) são convertidos em microampêres através da divisão por $1\text{ k}\Omega$ (carga padrão - vide apêndice I), para avaliação dos resultados (AAMI, 1978).

De acordo com a Norma IEC 601.1 (1977), a corrente de fuga para terra, pela carcaça, através do paciente e a corrente auxiliar através do paciente, definidas no capítulo 4, devem ser investigadas considerando-se o equipamento em sua temperatura normal, energizado na condição quiescente e em operação total. A conexão para a rede de alimentação deve ser normal e invertida. O terminal de aterramento funcional (quando presente) pode ser conectado ou não para a terra. A PARTE APLICADA (quando presente e se possível) deve ser curto-circuitada ou carregada como prescrito pelo fabricante. Se houver uma PARTE APLICADA ISOLADA TIPO F, a mesma deve ser conectada ou não para a terra (fuga para a terra e carcaça apenas). Os testes devem ser efetuados sob CONDIÇÃO NORMAL e sob CONDIÇÃO DE PRIMEIRA FALHA, como, por exemplo, interrupção de um condutor de alimentação por vez, interrupção de um único CONDUTOR DE ATERRAMENTO PARA PROTEÇÃO (menos em fuga para terra) e aplicação de uma tensão igual à tensão de alimentação da rede, entre PARTE APLICADA ISOLADA TIPO F e terra. Outras condições específicas são descritas na Norma IEC 601.1 (1977). Essa norma exige ainda a utilização de um circuito de alimentação especial, o qual fornece tensões até 110% do valor nominal, para ser aplicada ao equipamento sob teste.

No arranjo da figura 6.2, apresenta-se a medição da corrente de fuga para terra em equipamento classe I de acordo com a Norma IEC 601.1 (1977). Para outros equipamentos, tal corrente não é definida. As medições são efetuadas por meio de um dispositivo de medição (DM), cujas características são apresentadas no apêndice I. Devem ser feitas as medições com todas

as combinações possíveis das chaves S_5 , S_{10} e S_{12} (quando presentes) e S_1 fechada e aberta. Esse método de medição é melhor caracterizado para testes de laboratório; entretanto, para um programa de testes de rotina, o uso de um transformador acarreta dificuldades na prática e além disso muitos equipamentos não seguem as Normas IEC, mas Normas UL, AAMI e outras, que utilizam outros arranjos de circuitos e outras definições para as correntes de fuga. Dessa forma procurou-se verificar os pontos em comum das normas para que as medidas pudessem ser efetuadas em quaisquer equipamentos, utilizando-se arranjos simplificados. De acordo com as Normas AAMI (1978), NFPA 76B (1980) e UL (1981) efetuam-se medições com todas as combinações possíveis de chaves, alimentação normal e reversa, chave do equipamento ligada e desligada e com o condutor de aterramento intacto e interrompido, o que coincide com a Norma IEC 601.1 (1977). Assim, utilizam-se os arranjos descritos nas outras normas, ressaltando-se que os testes estão apenas parcialmente em conformidade com a Norma IEC 601.1 (1977).

6.2.2.2.1. Correntes de fuga para terra e pela carcaça

Na figura 6.3, apresenta-se a medição da corrente de fuga pela carcaça. A corrente que circula por DM1 (vide apêndice I), quando S_7 é aberta, é igual à corrente de fuga para terra. Para equipamento classe II a conexão de terra de proteção não existe, e para equipamento classe III e equipamentos com FONTE DE ALIMENTAÇÃO ELÉTRICA INTERNA, apenas a medição com DM2 (vide apêndice I) deve ser realizada.

6.2.2.2.2. Corrente de fuga através do paciente

A determinação da corrente de fuga através do paciente (ou dos terminais de paciente para terra) é feita de acordo com a figura 6.4.(a). Em equipamentos com FONTE DE ALIMENTAÇÃO ELÉTRICA INTERNA se efetua a medição como em 6.4.(b). Verifica-se cada terminal separadamente e depois todos juntos em relação à terra ou carcaça.

6.2.2.2.3. Corrente auxiliar através do paciente

Por meio dos esquemas das figuras 6.5.(a) e 6.5.(b) determi-

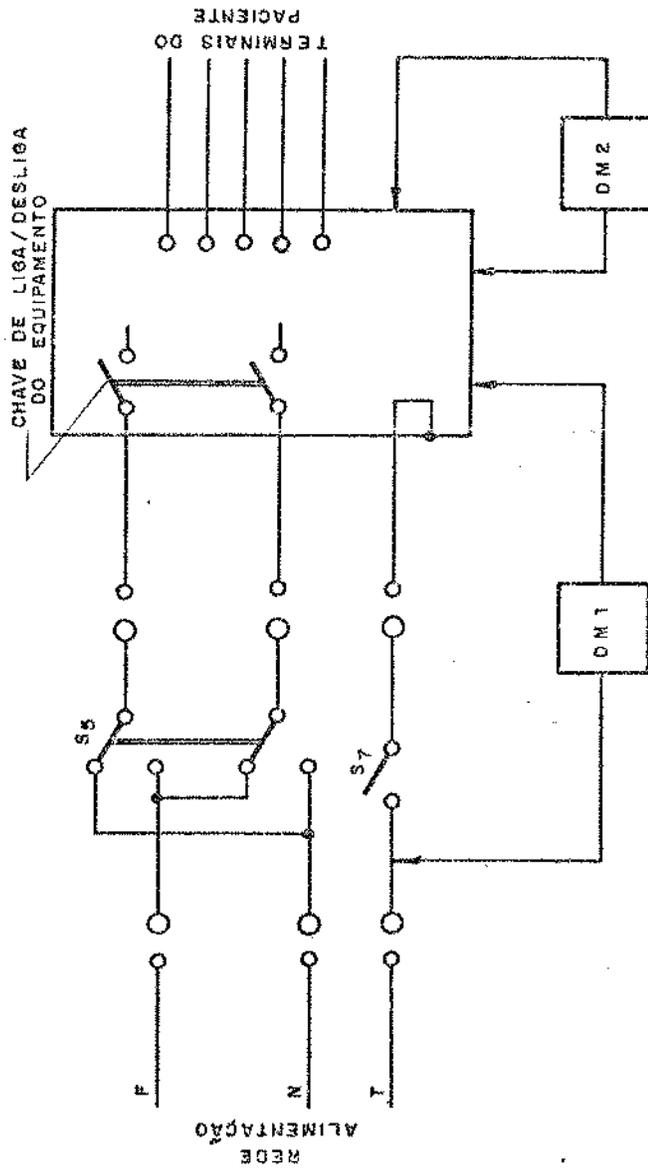
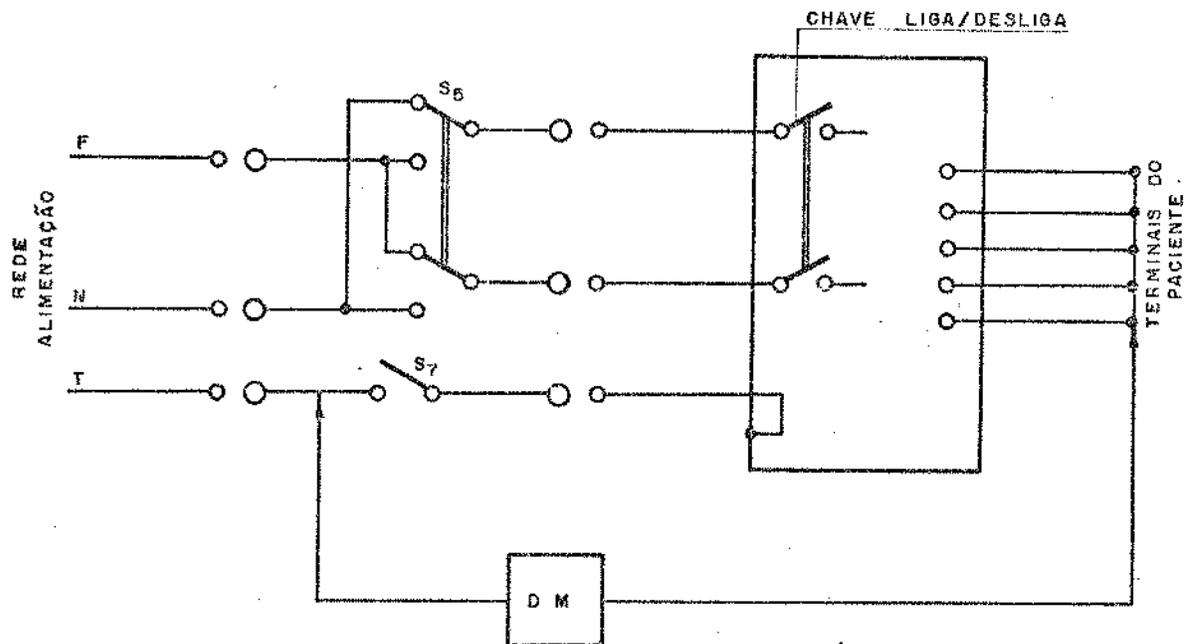
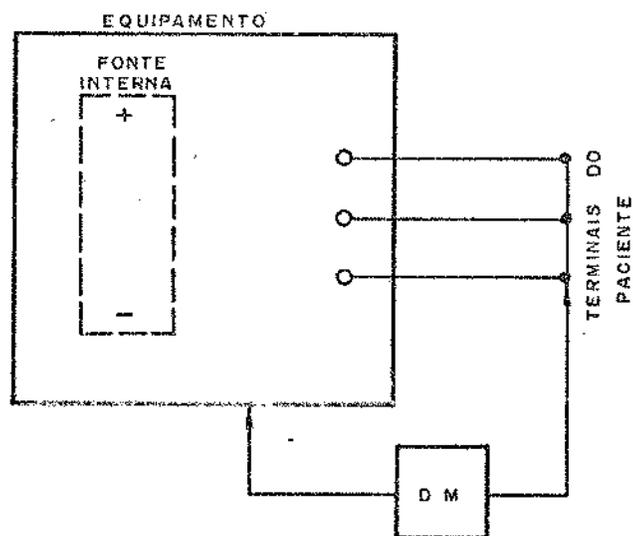


Fig. 6.3 - Medição de corrente de fuga pela carcaça



(a)



(b)

Fig. 6.4 - Medição de corrente de fuga através do paciente em equipamento classe I, II (a) e equipamento com FONTE DE ALIMENTAÇÃO ELÉTRICA INTERNA (b)

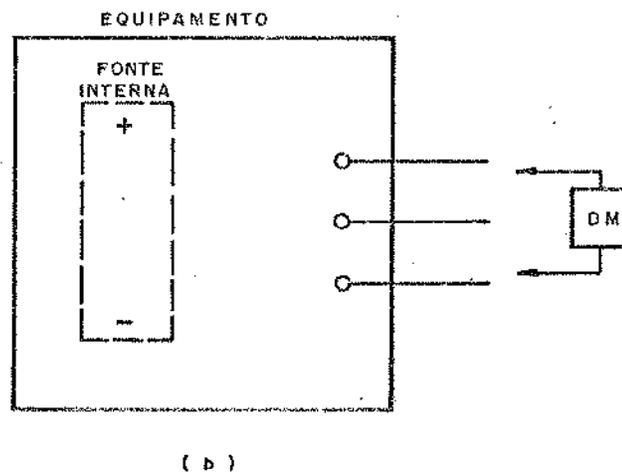
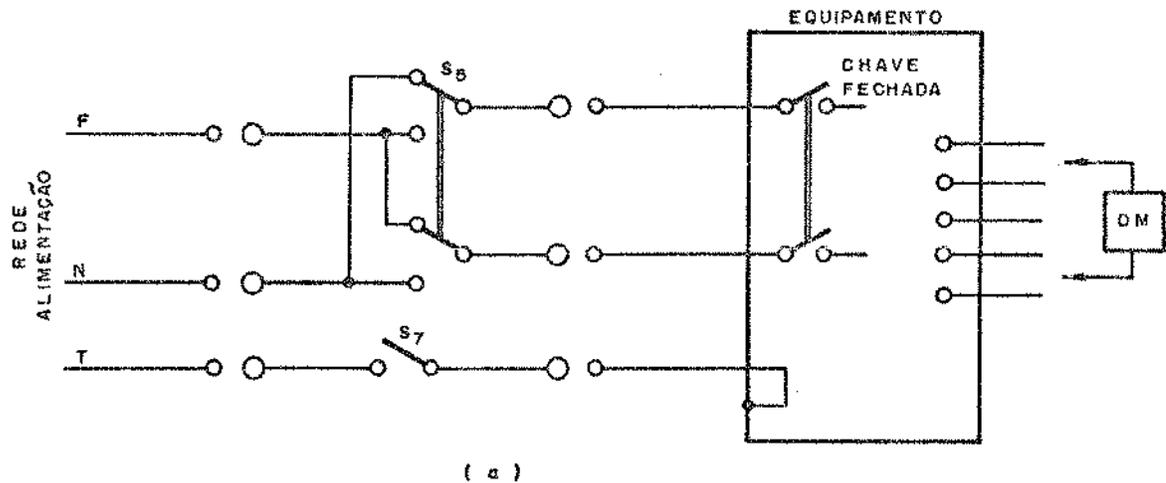


Fig. 6.5 - Medição de corrente auxiliar através do paciente em equipamento classe I, II (a) e em equipamento com FONTE DE ALIMENTAÇÃO ELÉTRICA INTERNA (b)

na-se a corrente auxiliar através do paciente segundo a IEC 601.1 (1977) ou simplesmente a corrente de fuga entre terminais do paciente.

6.2.2.3. Isolação

Na figura 6.6 apresenta-se um teste para determinar a isolação dos terminais do paciente em relação à terra de uma PARTE APLICADA ISOLADA TIPO F segundo a NFPA 76B (Olson, 1978) ou a corrente de fuga através do paciente sob CONDIÇÃO DE PRIMEIRA FALHA (IEC 601.1, 1977). Aplica-se uma tensão externa igual à de alimentação, através de um resistor R que limita a corrente prevenindo algum dano para o operador. Observa-se que a conexão de terra permanece fechada. Tal teste pode ser realizado também em equipamento com fonte interna, medindo-se a isolação com relação ao CORPO DO EQUIPAMENTO.

6.2.2.4. Outros testes

Os testes de isolação através de rigidez dielétrica são destrutivos e potencialmente perigosos (tensão mínima aplicada é 500 V), não devendo ser utilizados em equipamentos para uso subsequente.

Muitos equipamentos para finalidades especiais, como desfibriladores, bisturis elétricos e mesmo raio-X que entregam uma energia de saída para o paciente, necessitam de vistoria periódica para calibração e ajustes. Outros equipamentos são testados por determinação do próprio fabricante, sendo indicados os meios para realizá-los, assim como os critérios para a avaliação.

6.2.3. Ficha de acompanhamento do equipamento

Exemplifica-se, no apêndice J, uma forma de anotar os resultados obtidos nos testes, visando organização, controle, comparação, etc.

6.3. Testes Em Instalações Elétricas

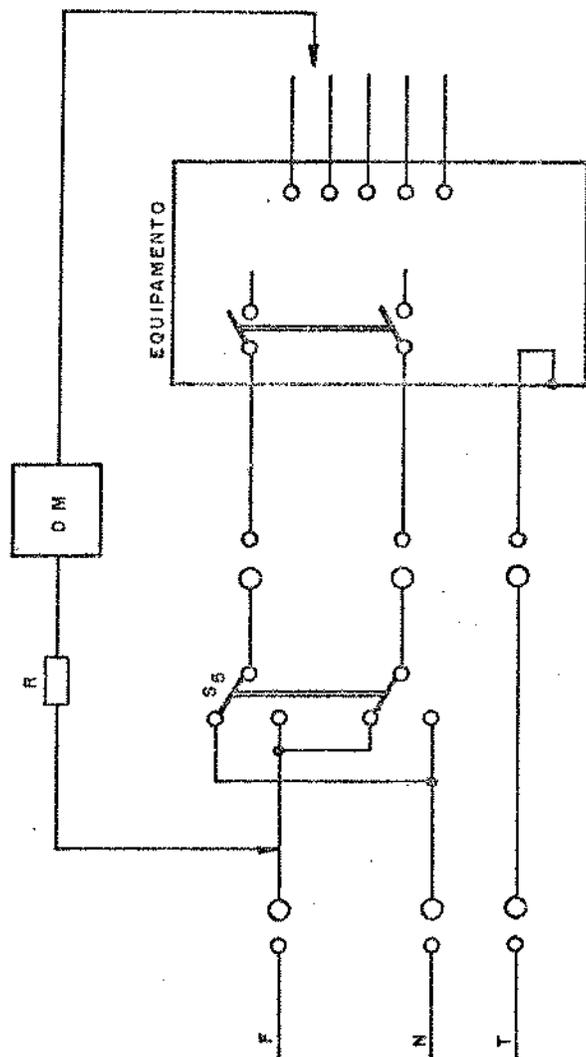


Fig. 6.6 - Isolação entre terminais e terra

Os testes em instalações podem ser agrupados em um programa de testes iniciais para instalações novas ou modificadas e um programa de verificação necessário para manter segurança continuamente.

No primeiro grupo, inclui-se a comprovação das medidas de segurança empregadas no projeto, devendo ser executadas pelo próprio instalador sob a supervisão do contratante.

A segunda categoria é necessária porque há alterações nas condições ambientais, devido ao desgaste natural das instalações e devido às alterações constantes de posição (tomadas) de equipamentos.

Pelo fato de haver muitos recintos a serem testados num ESTABELECIMENTO MÉDICO, é interessante o uso de instrumentos de medição que permitam uma leitura fácil e rápida dos resultados. Assim, são utilizados alguns dispositivos que apresentam leituras do tipo "aceita/rejeita", por meio de combinação de luzes, podendo ser utilizados inclusive por pessoal não técnico.

6.3.1. Testes iniciais do sistema de distribuição

O instalador deve providenciar as plantas das instalações elétricas contendo diagramas de circuitos, identificação dos condutores, etc., incluindo um guia de testes com o resultado dos testes iniciais que são, pelo menos, os testes da eficácia das medidas de proteção utilizadas, medição de resistência dos condutores de aterramento e LIGAÇÃO EQUIPOTENCIAL, medição de resistência de isolamento entre condutores SOB TENSÃO e terra, resistência de pisos antiestáticos e funcionamento dos sistemas de emergência (IEC 62A55, 1981).

6.3.2. Testes de rotina do sistema de distribuição

6.3.2.1. Tomadas

6.3.2.1.1. Inspeção visual

Verifica-se as condições das tomadas com relação a espelhos

rachados ou quebrados, parafusos soltos, caixas soltas e força de retenção quando da inserção de plugues de equipamentos, que devem ficar fixos sem folgas.

6.3.2.1.2. Inspeção elétrica

Efetuem-se testes para fiação (polaridade), tensões adequadas e resistência de aterramento.

Polaridade correta significa que cada condutor da rede de alimentação está conectado no respectivo terminal da tomada. A configuração correta para três condutores (fase + neutro + terra) é a da figura 6.7, mantendo-se os condutores nas posições indicadas. Para se testar a polaridade pode ser utilizado um arranjo de diodos retificadores e emissores de luz e resistores, conforme a figura 6.8.(a), o qual é deficiente em alguns aspectos, como por exemplo, a não indicação de inversão entre neutro e terra. As combinações dos diodos emissores de luz, indicam oito estados ou condições, os quais são representados na figura 6.8.(b). Ressalta-se que esse dispositivo serve apenas para uma indicação rápida do estado das tomadas, evitando que se façam três leituras com voltímetros. Quando não se dispõe desse testador, pode ser utilizada uma lâmpada neon, inserindo-a entre F/N, F/T e N/T.

Em um exame mais apurado, é necessário medir as tensões das tomadas com um voltímetro pois pode haver FALHAS na instalação, apresentando tensões incorretas, as quais podem causar danos aos equipamentos (Roth e col., 1975).

Para testar a integridade do circuito de terra, são propostos alguns métodos em que uma corrente é injetada, durante alguns segundos, entre dois pontos do circuito, medindo-se a queda de tensão correspondente e calculando-se a impedância em questão. De acordo com a intensidade da corrente, os métodos são classificados em correntes elevadas (10 - 25A) e correntes baixas (10 - 100mA). Geralmente, os valores obtidos não coincidem, pois o primeiro método pode provocar arcos, o que ocasiona diminuição da resistência e o segundo método está sujeito a interferências, devido à baixa corrente (Berger e Buckley, 1981).

Os condutores de aterramento podem ser verificados entre as

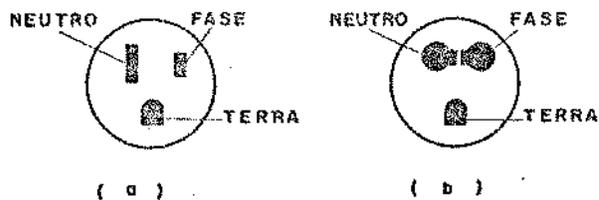


Fig. 6.7 - Tomadas e posições de condutores
 (a) padrão correto; (b) padrão utilizado

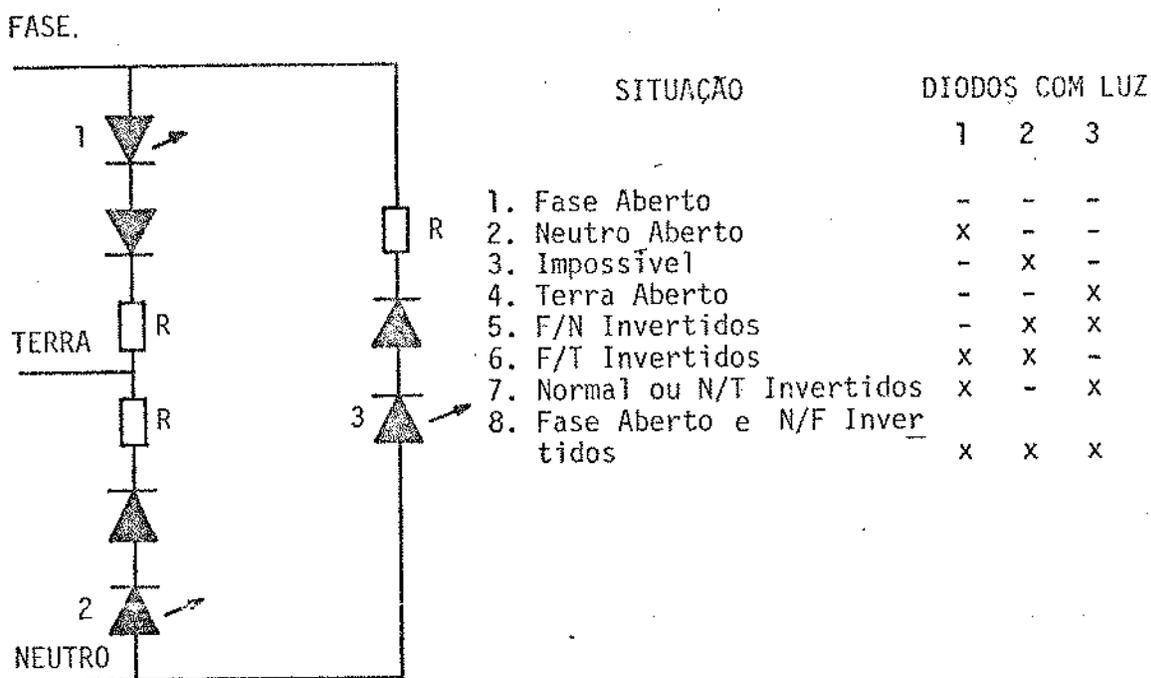


Fig. 6.8 - Testador de tomadas com LED'S e combinações de luzes
 (Olson, 1978)

tomadas, entre tomada e quadro de distribuição (terra referencial), entre neutro e terra (malha de terra), etc., conforme solicitado nas normas, sendo que os valores máximos permissíveis são da ordem de $0,1\Omega$. Quando for utilizado o método de correntes elevadas, deve-se assegurar que pacientes e equipamentos não fazem parte do circuito de testes. Esses testes devem ser realizados principalmente em instalações novas ou reformadas.

Para a anotação dos dados obtidos, pode-se utilizar uma tabela como a da figura 6.9, seguindo-se o sentido horário, para a identificação das tomadas, no local de teste.

6.3.2.2. Tensões diferenciais e aterramento

Recomenda-se que as tensões diferenciais medidas através de um resistor de $1\text{ k}\Omega$, com frequência de 1 kHz ou menos, entre superfícies metálicas (equipamentos) e/ou tomadas, no ambiente de paciente, não ultrapasse 10 mV (IEC 62A55, 1981) ou 20 mV (NFPA 76B, 1980), ou 40 mV (NFPA 70, 1981) em áreas de cuidado intensivo e 500 mV (NFPA 70, 1981) em áreas de cuidado geral. Também as impedâncias entre esses pontos devem ser mantidos em níveis inferiores a $0,1\Omega$ (NFPA 76B, 1980). Na figura 6.10, apresenta-se um exemplo da disposição dos dados anotados.

6.3.2.3. Condutividade de pisos anti-estáticos

A condutividade dos pisos em salas de cirurgia, por exemplo, é considerada uma das principais medidas de proteção contra possíveis explosões quando se utilizam anestésicos ou produtos de limpeza inflamáveis. A resistência do piso deve ser baixa (para evitar cargas estáticas), mas também não pode ser extremamente baixa, pois há contatos com objetos ou pessoas que podem estar submetidos a potenciais. Para as medições, adotam-se métodos em que são utilizados eletrodos padronizados, limitando-se os valores da resistência entre partes do piso e entre piso e condutores de proteção.

Um modo de medição, proposto pela IEC 62A55 (1981), utiliza um eletrodo de alumínio com suportes de borracha condutiva, carregado com 50 kg , conforme a figura 6.11. O dispositivo de medição deve ser um megômetro capaz de fornecer uma tensão de 500 V DC . Na medição, um pólo do dispositivo é conectado em um condutor de proteção da sala e o outro pólo ao eletro

LOCAL: _____ DATA: _____ PRÓX. TESTE: _____

TOMADAS	INSPEÇÃO FÍSICA	POLARIDADE	TENSÕES (V)			MALHA TERRA (Ω)			CONDIÇÃO
			F/N	F/T	N/T	TER RA	NEU TRÔ	TO TAL	
1									
⋮									
N									

Fig. 6.9 - Anotações dos testes em tomadas

LOCAL: _____ DATA: _____ PRÓX. TESTE: _____

TOMADAS OU PONTOS		DIFERENÇA DE POTENCIAL (mV)	RESISTÊNCIA (Ω)		CONDIÇÃO
DE	PARA		COR. BAIXAS	COR. ELEVADAS	
A	B				
A	C				
A	⋮				
A	N				

Fig. 6.10 - Diferenças de potencial e resist. de aterramento

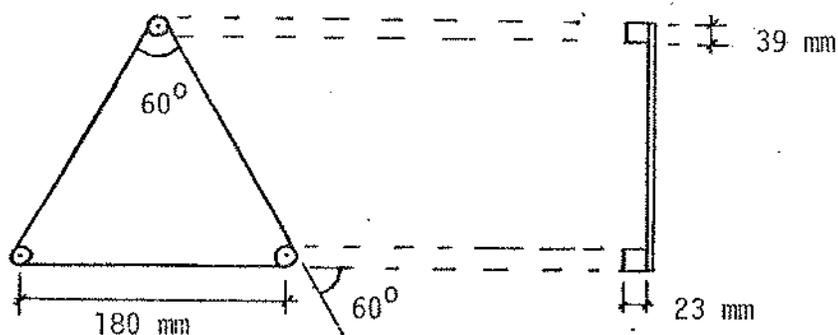


Fig. 6.11 - Eletrodo de teste da IEC 62A55 (1981)

do, sendo que o valor medido deve ser inferior a 25 M Ω .

Outro método empregado, segundo Roth e col. (1975) é o da Norma NFPA 56A que utiliza eletrodos circulares metálicos de 6,5 cm de diâmetro separados de 1 m aproximadamente, sob uma carga de 2,3 kg. A tensão de teste deve ser 500 V DC e a corrente máxima 5 mA. Efetuam-se cinco medidas em diferentes posições da sala, sendo que os valores devem estar entre 1 M Ω e 25 k Ω . Essa norma recomenda ainda testes de condutividade em móveis e acessórios, como, coberturas de mesas cirúrgicas, proteções de sapatos, partes de máquinas de anestesia, etc. Os resultados podem ser anotados em uma tabela como a figura 6.12.

6.3.2.4. Sistemas de emergência

Testa-se os sistemas de emergência cronometrando-se o tempo total necessário para a transferência de carga, isto é, desde o acionamento da fonte de emergência até a transferência.

Para grupos moto-geradores esse tempo deve ser inferior a 10 segundos de acordo com a Norma NFPA 70 (1981) ou 15 segundos de acordo com o Projeto de Norma IEC 62A55 (1981). Os dados podem ser registrados de acordo com a figura 6.13.

6.3.2.5. Interferência eletromagnética

O Projeto de Norma IEC 62A55 (1981) propõe um método para medir a intensidade de campo magnético, cujo dispositivo de medição é um eletrocardiógrafo, calibrado para 1 mVpp/10 mm. Os terminais desse dispositivo são conectados para uma bobina padrão caracterizada na fig. 6.14, a qual será sensibilizada e a amplitude registrada no ECG dependerá da intensidade de campo magnético. Nessas condições, a interferência máxima admissível é em torno de 3,2 mm de movimentação do ponteiro do registrador, o que corresponde a $3,2 \cdot 10^{-7}$ Tpp.

6.3.2.6. Sistemas isolados

Os monitores de isolamento devem ser testados, ativando-se o botão de teste e introduzindo FALHAS para terra através de resistores apro-

LOCAL: _____ DATA: _____ PRÓX. TESTE: _____

CONDUTIVIDADE DO PISO	RESISTÊNCIA (Ω)	CONDUTIVIDADE DE MÓVEIS E UTENSÍLIOS	RESIST. (Ω)

Fig. 6.12 - Tabela para anotação de testes de condutividade

SISTEMA DE EMERGÊNCIA: _____ TIPO DE FONTE: _____ CAPACIDADE: _____ CIRCUITOS QUE ALIMENTA: _____ TEMPO DE TRANSFERÊNCIA: _____

Fig. 6.13 - Tabela para anotação de sistemas de emergência

Superfície da bobina	100 cm ²
Número de voltas	265 (60 Hz)
Diâmetro do condutor	0,28 mm (29 AWG)
Diâmetro médio da bobina (enrolamento)	113 mm
Resistência da bobina (DC)	≈ 30
Tensão de saída em $10 \cdot 10^{-7} \cdot I_{pp}$	1 mVpp

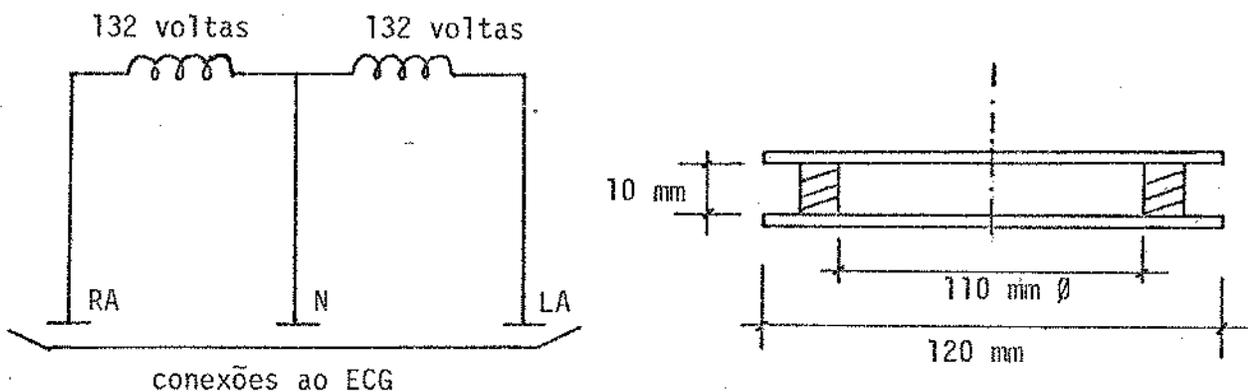


Fig. 6.14 - Dados técnicos da bobina padrão (IEC 62A55, 1981)

1. Alarme visual - operativo	<input type="checkbox"/>	Sim	<input type="checkbox"/>	Não
2. Alarme sonoro - operativo	<input type="checkbox"/>	Sim	<input type="checkbox"/>	Não
3. Alarme especificado pelo fabricante ou norma:	_____ mA			
4. Leitura do monitor:	_____ mA			
5. Fuga para terra: Linha 1	_____ mA;	Linha 2	_____ mA	

Fig. 6.15 - Tabela para anotação de sistemas isolados

priados (di Monda e Ridgway, 1981).

Durante o acionamento do botão de teste o alarme sonoro deve disparar e a luz vermelha deve acender.

Deve ser registrada a leitura do monitor em condição normal (valor que existiria caso houvesse uma FALTA para terra) e o valor de disparo especificado por normas ou pelo fabricante.

Pode-se avaliar a corrente de fuga para terra de cada condutor através de um medidor de corrente de fuga que simula um paciente. Conecta-se o medidor entre uma linha e a terra, efetuando-se a medida que corresponde à fuga para terra da outra linha.

Os resultados obtidos podem ser anotados na tabela da fig. 6.15.

6.4. Resultados Obtidos na Aplicação de Alguns Testes

6.4.1. Generalidades

Alguns testes foram realizados em dois hospitais da cidade de São Paulo, sendo os mesmos denominados de hospital A e hospital B. As principais finalidades dos testes foram verificar a viabilidade deles, considerando-se principalmente a disponibilidade de instrumentos e acessórios de medição adequados, tendo em vista que praticamente inexistem trabalhos nesse sentido no país e dentro do possível, verificar as condições de segurança dos equipamentos e instalações. Para esse segundo objetivo, reconhece-se que o número de testes efetuados é pequeno em relação à quantidade total e à diversidade de equipamentos e recintos desses hospitais, podendo não ser uma amostra fiel da realidade.

Realizaram-se os testes desde julho de 1982 até janeiro de 1983 de acordo com as condições existentes, pois houverem várias dificuldades operacionais para sua execução. Os locais escolhidos dos hospitais foram as chamadas áreas críticas, como salas de cirurgia e salas de cateterismo, em razão do paciente estar sujeito a maiores riscos, principalmente os chamados microchoques.

Os testes foram supervisionados pelos departamentos dos hospitais responsáveis pela manutenção, sendo que quando foram constatadas condições anormais, as providências tomadas eram da responsabilidade desses departamentos.

Procurou-se utilizar instrumentos de medição disponíveis nos hospitais, como multímetros e osciloscópios, além de alguns acessórios facilmente obtidos. Conseguiu-se também utilizar um medidor de corrente de fuga, um testador de tomadas e um ohmímetro de leitura de pequenos valores, cedidos por uma empresa que os utiliza para controle de qualidade de seus equipamentos novos e reparados.

6.4.2. Descrição dos testes de equipamentos efetuados

Foram testados polígrafos (4), bisturis elétricos (11), desfibriladores (5), lâmpadas cirúrgicas (3), eletrocardiógrafos (2), serras elétricas (2) e mesas cirúrgicas (12), perfazendo um total de 39 unidades, distribuídas conforme os números entre parêntesis.

6.4.2.1. Inspeção visual

No hospital A, constatou-se em alguns equipamentos, como por exemplo desfibriladores, cujas tampas superiores são utilizadas como mesas, onde são deixados ou colocados uma variedade de objetos para uso cirúrgico, inclusive recipientes contendo líquidos que podem atingir de alguma forma os equipamentos. Como resultado há corrosão de suas partes metálicas, além do risco de danos maiores para o equipamento e o seu operador.

Os plugues de muitos equipamentos com três condutores não são adequados para uso hospitalar, possuindo peso muito grande, o que faz com que se soltem facilmente das tomadas, além de não ser transparentes, impedindo a visão interna das conexões dos condutores com os pinos dos plugues.

Vários pedais de bisturis elétricos apresentaram parafusos soltos nos seus interiores, representando um perigo potencial de curtos-circuitos além de suportes frouxos ou soltos.

No hospital B, bisturis antigos, apesar de possuírem um termi

nal de aterramento, são utilizados sem o condutor de proteção. Provavelmente seus plugues originais foram retirados por não haver tomadas com três condutores. Como condutor de proteção é utilizado um fio, o qual é enrolado sobre um parafuso que está parcialmente inserido em uma tampa de acesso do bisturi e daí é fixado (enrolado) à terra da sala (um condutor de cobre nu que está situado quase ao nível do piso, junto à uma parede).

Na tabela I, resumem-se as situações citadas, além de outras como conectores dos cabos de pacientes de equipamentos danificados em razão do desgaste natural ou talvez pelo mau uso.

6.4.2.2. CONDUTOR DE ATERRAMENTO PARA PROTEÇÃO

Todos os equipamentos testados estavam dentro do valor especificado de $0,1 \Omega$ para a resistência entre carcaça do equipamento e pino terra do plugue, com exceção dos casos descritos abaixo e dos equipamentos que não possuíam tal condutor.

Em um desfibrilador que possuía uma resistência elevada, ao se abrir o plugue, foi observado que o pino terra estava desligado do condutor de proteção, apesar do plugue ser de grau hospitalar. Essa condição (condutor de proteção desconectada) não é notada pelo operador, pois o equipamento funciona normalmente, porém pode causar danos no caso de falhas ou fugas excessivas como visto no capítulo 3.

Quatro pedais de bisturis elétricos apresentaram o condutor de proteção desconectado internamente, apesar desse condutor existir no cabo de ligação do bisturi ao pedal. Isso foi constatado com um ohmímetro, pois o fabricante solicita que se meça a resistência entre pino terra do plugue à carcaça do pedal, devendo acusar uma resistência baixa, o que não aconteceu nos casos acima.

6.4.2.3. Correntes de fuga

Os testes de correntes de fuga são trabalhosos e demorados pois envolvem várias combinações de chaves e medições em cada equipamento, além de ser realizados nos locais de utilização dos equipamentos. Os circuitos utilizados foram aqueles das figuras 6.3, 6.4 e 6.5. Um modo simples e prático de se fazer o papel da chave S_7 é inserir o plugue de três terminais

Tab. I - Situações de Risco Levantadas Durante Inspeção Visual de Equipamentos
(números indicam a incidência dos riscos)

Riscos Equi- pamento	Líquidos Sobre E- quipamen- tos	Pluques Inade- quados	Conductor de proteção I- nexistente ou Precário	Pedais com Parafusos Soltos	Conectores de Cabos de Pacien- te com De- feito	Total de Situações de Risco
Poliógrafos (4)	0	4	0	-	1	5
Bisturis (11)	0	8	3	4	0	15
Desfibrila- dores (5)	2	0	0	-	0	2
Lâmpadas Ci- rúrgicas (3)	0	3	0	-	-	3
Serras Elé- tricas (2)	0	2	0	-	-	2
Mesas Cirúr- gicas (12)	2	-	-	-	-	2
Total (37)	4	17	3	4	1	29

do equipamento em um plugue adaptador de dois terminais. A polaridade pode ser trocada (chave S_5), invertendo-se o plugue adaptador de dois terminais na tomada.

Normalmente, verifica-se com um osciloscópio a natureza e frequência da corrente, quando não se possui um instrumento que leia diretamente correntes de DC a 1 MHz. Utilizando-se um osciloscópio com resposta até 15 MHz, constatou-se que a intensidade maior é corrente alternada e a frequência predominante é 60 Hz. Em razão disso empregaram-se um multímetro digital com resposta de 40 Hz a 1 kHz ao qual foi conectada a carga padrão da IEC 601.1 (1977) e a carga padrão da AAMI (1978) e um medidor de corrente de fuga de resposta de DC a 1 kHz, cuja impedância de entrada era 500Ω .

Para exemplificar, apresenta-se na tabela II os valores obtidos pelos três meios de determinação, das correntes de fuga de um polígrafo que é utilizado como eletrocardiógrafo, sendo que seus terminais são do tipo isolados. Nos casos em que mais de uma medição foi feita, anotou-se o maior valor obtido. Notou-se que quando há inversão de polaridade e não existe condutor de aterramento, as correntes aumentam, porém todos os valores estão dentro dos limites recomendados. Chama-se atenção para o fato do equipamento exemplificado possuir seus terminais isolados da terra e da alimentação.

Observa-se que a corrente de fuga para terra, como definida no capítulo 4, é medida com o condutor de proteção interrompido. A corrente de fuga pela carcaça quando medida entre carcaça e terra com a terra aberta é a própria corrente de fuga para terra. A corrente de fuga entre terminais do paciente (auxiliar do paciente) só é medida com a chave do equipamento ligada, pois caso contrário o estágio de saída não é ativado, perdendo sentido a medição.

Praticamente, não há diferenças entre o medidor de corrente de fuga comercial (analógico) e o medidor improvisado (milivoltímetro digital mais carga padrão). Para o milivoltímetro tomam-se os valores de milivolts em microampères (divide-se mV por 1 k Ω).

No geral, a maioria das medições estavam dentro das normas estudadas, porém isso pode não ser a regra, haja visto que muitos equipamentos foram testados apenas na condição quiescente, além do que todos os que foram testados são importados, sendo submetidos, supõe-se, a um rígido controle de

Tab. II - Medição de Corrente de Fuga de um Eletrocardiógrafo

Medidor Empregado			Medidor Corrente Fuga (μA)	Milivoltímetro com Carga AAMI (mV)	Milivoltímetro com Carga IEC (mV)	
F	Fuga para terra (μA)					
Polar. normal		Ligado	35	34,6	34,6	
		Deslig.	22	21,4	21,9	
Polar. inversa		Ligado	51	50,6	50,6	
		Deslig.	21	20,5	20,5	
E	Fuga pela carcaça (μA)					
Para terra		Polar. Normal	Ligado	0,4	0,4	0,4
			Deslig.	0,4	0,4	0,4
		Polar. Inversa	Ligado	0,4	0,4	0,4
			Deslig.	0,4	0,4	0,4
Entre pontos da carcaça	Com terra	Polar. Normal	Ligado	0	0	0
			Deslig.	0	0	0
		Polar. Inversa	Ligado	0	0	0
			Deslig.	0	0	0
	Sem Terra	Polar. Normal	Ligado	0	0	0
			Deslig.	0	0	0
		Polar. Inversa	Ligado	0	0	0
			Deslig.	0	0	0
H	Fuga através do paciente (μA)					
Com terra		Polar. Normal	Ligado	0	0	0
			Deslig.	0	0	0
		Polar. Inversa	Ligado	0,4	0,3	0,3
			Deslig.	0,4	0,3	0,3
Sem terra		Polar. Normal	Ligado	0	0	0
			Deslig.	0	0	0
		Polar. Inversa	Ligado	0,4	0,3	0,3
			Deslig.	0,4	0,3	0,3
I	Auxiliar de paciente (μA)					
Com terra		Polar. Normal	0	0	0	
		Pol. Inversa	0	0	0	
Sem terra		Pol. Normal	0	0	0	
		Pol. Inversa	0	0	0	
J	Isolação (μA)					

qualidade em seus países de origem. Outro fato que deve ser citado, é que muitos equipamentos são de uma mesma marca. Soube-se, mais tarde, que o representante dessa empresa mantém contratos de manutenção com os hospitais, sendo seus equipamentos periodicamente inspecionados, além do fato de serem relativamente novos e de concepções modernas.

6.4.3. Testes de instalações elétricas

Efetuarão-se levantamentos em 16 salas dos hospitais sendo 12 no hospital A e 4 no hospital B, abrangendo salas de cirurgia e hemodinâmica além da área de eletrocardiografia do hospital A.

6.4.3.1. Tomadas

Foram inspecionados no total, 243 tomadas, sendo 187 no hospital A e 56 no hospital B. Houve uma média de 15 tomadas por sala, variando entre 18 e 13 para o máximo e mínimo.

De acordo com o formato das salas, identificaram-se as tomadas uma a uma, sendo as medições efetuadas no sentido horário para facilitar a sequência de leituras.

Nos dois hospitais, a alimentação predominante é 110 V, coexistindo, entretanto, tomadas de 220 V as quais são devidamente marcadas.

6.4.3.1.1. Inspeção visual

Muitas tomadas necessitam ser substituídas pois apresentam deficiências quanto à força de retenção quando plugues de equipamentos são inseridos nelas. Isso ocorre pelo uso de plugues não padronizados para hospitais e as tomadas serem de baixa qualidade e também inapropriadas para hospitais. Praticamente em todas as salas havia tal problema.

Vários espelhos de tomadas estão colocados de forma que eles ficam em um plano inferior ao dos espelhos e alguns parafusos de fixação desses espelhos estão colocados incorretamente ou frouxos. Outros espelhos apresentam rachaduras ou estão quebrados. Além da dificuldade de colocação do

plugue do equipamento, esses pequenos problemas podem facilitar com que o USUÁRIO toque acidentalmente os condutores SOB TENSÃO das tomadas, ocasionando choques elétricos.

Algumas tomadas duplas (colocadas lado a lado) estão em condições precárias, pois a única isolação entre fase de uma e neutro da outra é uma folha de papel. Deve ser considerada a possibilidade do papel vir a perder as condições de "isolante" através do tempo ou mesmo se for umedecido quando da limpeza das salas.

Na tabela III, apresenta-se um resumo das situações encontradas.

6.4.3.1.2. Inspeção elétrica

O hospital A que possui tomadas com 3 condutores em todas as salas inspecionadas, tem uma situação bem melhor do que o hospital B que não possui tomadas de 3 condutores (apenas 15) em todas as salas verificadas.

Para os testes foram utilizadas lâmpadas neon, testador de tomadas e voltímetro digital.

No hospital A, constatou-se que tomadas de 110 V das salas de cirurgia apresentavam inversão de fase com neutro e valores de tensão incorretas. Em outra sala, uma tomada padrão de 110 V apresentava tensão de 220 V, podendo danificar equipamentos que funcionam com 110 V e que fossem ali conectados.

No hospital B, de 4 salas verificadas, perfazendo um total de 56 tomadas testadas, 13 estavam desligadas dos circuitos (sem tensão), sendo que não havia qualquer aviso chamando a atenção para isso. Em uma sala com tomadas de dois condutores, havia uma com três condutores, porém o terminal de aterramento estava desligado. Em outra sala, que apresenta tomadas com três condutores ligados a uma terra precária, duas delas apresentaram tensões fase-neutro diferentes de tensão fase-terra, além disso não foi respeitada a polaridade entre fase e neutro em várias delas.

Na tabela IV, resumem-se as situações de risco encontradas por hospital.

Tab. III - Situações Falhas em Tomadas

Local (quant.) \ Tipo	Impróprias Para Uso Hospitalar	Força de Retenção Fraca	Espelhos e Parafusos Soltos	Isolação Interna Precária	Total Por Hospital (Falhas)
Hospital A (187)*	173	31	7	2***	213
Hospital B (56)**	56	Não determinado	32	Não determinado	88
Total (243)	229	31	39	2	301

* Todas tomadas com 3 condutores.

** 15 tomadas com 3 condutores e as demais com 2 condutores.

*** Foram verificadas apenas 8 tomadas.

Tab. IV - Riscos Constatados por Inspeção Elétrica em Tomadas

Local (quant.) \ Riscos	Inversão de Fase com Neu- tro	Terra Desconec- tado ou Inexis- tente	Alimenta- ção Alte- rada	Tensões Incorre- tas	Sem Ten- são nos Termi- nais	Total por Hospital
Hospital A (187)	2	0	1	2	0	5
Hospital B (56)	8	42*	0	2	13	65
Total(243)	10	42	1	4	13	70

* Incluiu-se as 41 tomadas de apenas 2 condutores.

6.4.3.2. Tensões diferenciais e aterramento

Na parte pertinente às diferenças de potencial entre terras de tomadas e equipamentos, constatou-se que as medidas realizadas conforme 6.3.2.2 estavam dentro do que é especificado por normas que estabelecem 10 mV e 40 mV como limites, em locais de pacientes eletricamente sensíveis. Entretanto, quando as medições eram efetuadas em relação às mesas cirúrgicas nas salas de cirurgia, valores maiores, da ordem de 50 mV e até 230 mV, quando vários equipamentos estavam ligados, foram obtidos. Nas salas de cateterismo verificou-se também que a diferença de potencial entre superfícies condutivas do equipamento de raio-X (inclusive a mesa) e terras de tomadas era da ordem de 50 - 100 mV. Suspeitou-se que o condutor terra dos equipamentos de raio-X não seria o mesmo terra das tomadas (sem equipotencialidade) ou o condutor de aterramento seria de secção muito reduzida. Mais tarde, constatou-se que os equipamentos de raio-X estavam sendo aterrados incorretamente, ou seja, o condutor de proteção do equipamento estava conectado ao neutro do sistema de distribuição. A alimentação do equipamento que deveria ser feita por três fases mais um neutro aterrado estava sendo realizada por três fases apenas, com o neutro flutuante. Na verdade o que se media era a tensão neutro/terra e não entre terras, compreendendo-se assim as elevadas tensões diferenciais constatadas, que poderiam comprometer não só a segurança do paciente como a vida útil do equipamento (neutro flutuante).

Na tabela V apresentam-se os valores obtidos para uma sala de hemodinâmica. Todos os testes desta secção foram realizados no hospital A. A numeração das tomadas é feita de acordo com 6.4.3.1.

Com relação ao aterramento, os testes eram realizados apenas se não houvesse diferença de potencial entre os pontos considerados, pois o único instrumento era um ohmímetro de baixa corrente (alimentado por pilhas).

6.4.3.3. Sistemas de emergência

Verificaram-se os sistemas de emergência geral dos hospitais A e B.

O hospital A possui dois grupos moto-geradores diesel/elétricos

Tab. V - Dados Obtidos em uma Sala de Hemodinâmica do Hospital A

TOMADAS OU PONTOS		DIFERENÇA DE POTENCIAL (mV)	RESISTÊNCIA (Ω)		CONDIÇÃO
DE	PARA		COR. BAIXAS	COR. ELEVADAS	
Mesa	Tomada 1	80	-		ddp excessiva
Mesa	Tomada 5	90	-		"
Mesa	Tomada 8	65	-		"
Mesa	Tomada 11	68	-		"
Mesa	Desfibrilador	60	-		"
Mesa	Lâmpada	60	-		"
Mesa	Armários RX	0,2	0,05		ddp correta
Mesa	Torreira O ₂	70	-		ddp excessiva
Mesa	(Monitor) T.V.	60	-		"
Tomada 1	Tomada 2	0,3	0,05		ddp correta
Tomada 1	Tomada 14	13	-		"

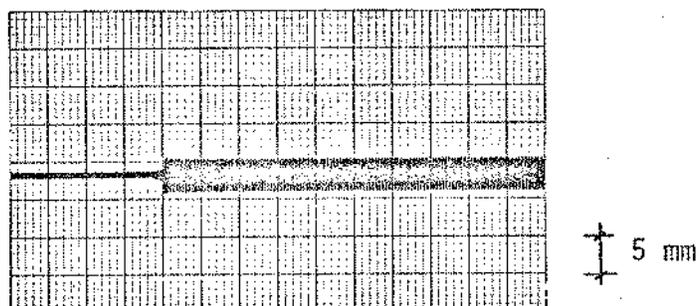


Fig. 6.16 - Registro de interferência eletromagnética

co de 1000 kVA cada. Um grupo levou 12 segundos e o outro 17 segundos, apenas para entrarem em regime de operação (não se completando a transferência de carga). A organização NFPA recomenda 10 segundos e a IEC recomenda 15 segundos para que toda a operação seja completada, inclusive a transferência de carga.

O hospital B possui também dois grupos moto-geradores de 600 kVA cada, sendo que o tempo gasto para a entrada em operação (sem transferência de carga) foi de aproximadamente 6 segundos.

6.4.3.4. Interferência eletromagnética

Utilizou-se uma bobina padrão especificada em 6.3.2.5, juntamente com um eletrocardiógrafo calibrado para 1 mV/10 mm para a configuração clássica I de registro. O resultado obtido aparece na figura 6.16, onde se constatou o valor de 4 mm, sendo que o projeto de Norma IEC 62A55 (1982) recomenda 3,2 mm que corresponde a 3,2 Tpp.

6.5. Conclusão

Sugeriu-se no início do capítulo que a realização de um programa de testes de segurança elétrica é imprescindível para um hospital manter sob controle os riscos elétricos. Desse modo propôs-se uma série de testes baseados em normas, sendo que alguns deles devido aos instrumentos de medição e acessórios necessários para executá-los, comprovou-se que são bastante simples. A exequibilidade dos testes efetuados e dos demais é assegurada, desde que haja instrumentos adequados, pessoal treinado e entrosamento perfeito entre as unidades hospitalares envolvidas.

Conclui-se que vários testes da série proposta são perfeitamente viáveis, quer em termos de execução como em termos de benefícios, pois muitos riscos podem ser detectados e eliminados, evitando-se transtornos para o pessoal médico e principalmente pacientes. Outros testes igualmente importantes para a proteção do paciente, poderão ser realizados, criando-se uma infraestrutura necessária, principalmente instrumentos e pessoal técnico habilitado.

CAPÍTULO 7

DISCUSSÃO

Apesar de não terem sido efetivamente comprovados, os dados de pacientes eletrocutados divulgados nos EUA na década de 60 motivaram o desenvolvimento de novas técnicas de proteção para equipamentos nos países mais desenvolvidos. A utilização dessas técnicas tem sido difundida e a produção de equipamentos coordenada através de normas compatíveis com a realidade. O produto final é fiscalizado por meio de testes rígidos efetuados por organismos competentes.

Paralelamente, foi aprimorado o conhecimento relacionado aos limites de correntes, principalmente com relação a microchoques. Os dados que se dispunham, até então, eram na sua maioria relativos a macrochoques. Como resultado das pesquisas realizadas, principalmente em animais, começaram a se adotar níveis de correntes de fuga admissíveis mais realistas em equipamentos e surgiram novas técnicas de isolamento de pacientes.

As instalações elétricas também foram modernizadas, adaptando-as para as novas condições de segurança exigidas. Restrições de tensões diferenciais, aterramento equipotencial, sistemas isolados e aterramento de proteção são conceitos amplamente difundidos atualmente, principalmente nos EUA e Europa.

Em razão do que foi dito acima e pelo fato de maioria dos hospitais nos países desenvolvidos adotarem um programa de manutenção preventiva, muitos riscos apresentados no capítulo 3 deixaram de existir. Entretanto no Brasil e em outros países em estágio de menor desenvolvimento, muitos riscos descritos são ainda existentes e reais, como foi constatado pelos testes realizados (vide 6.4). Muitos ESTABELECIMENTOS MÉDICOS operam com equipamentos antigos e obsoletos e a maioria das instalações elétricas são antigas e compostas de apenas dois condutores, de forma que mesmo quando são utilizados equipamentos mais modernos com medidas de proteção incorporadas, não se pode garantir a segurança do paciente. Apesar da amostra

ser bastante reduzida, acredita-se que os resultados dos testes efetuados a pontem para uma situação muito séria e precária, principalmente quando se trata de ESTABELECIMENTOS MÉDICOS fora da cidade de São Paulo, e em outros Estados, já que os hospitais nos quais foram realizados os testes são estabelecimentos de alto padrão com consideráveis recursos.

A situação ainda é agravada pelo problema de manutenção dos equipamentos e instalações, que quando existente, geralmente é apenas corretiva, implicando em riscos maiores aos pacientes e gastos elevados à instituição. Felizmente, nos últimos 5 anos, está se verificando uma maior conscientização da necessidade da manutenção preventiva e das vantagens econômicas de possuir um departamento próprio dentro do hospital. Os contratos de manutenção mantidos com empresas externas ao hospital, são via de regra excessivamente onerosos e de discutida eficácia, abrangendo apenas equipamentos e não se preocupando com a interação entre a instalação e os equipamentos. Entretanto deve-se ressaltar que mesmo existindo a manutenção preveniva, a preocupação com a segurança elétrica é ainda praticamente inexistente. A prevenção deveria visar não apenas o funcionamento do equipamento e a integridade das instalações, mas principalmente preservar pacientes e USUÁRIOS de riscos elétricos.

Convém salientar que a existência de um departamento ou programa de manutenção por si só não é suficiente. Para a detecção de falhas primárias, é essencial que o operador do equipamento e o pessoal médico sejam conscientizados e treinados. Naturalmente para exames mais apurados e mesmo para não sobrecarregar o pessoal médico que já tem suas próprias ocupações (Oguisso, 1975), deve ser mantida uma equipe técnica apta a realizar periodicamente os testes de segurança elétrica.

Esta difícil realidade deve ser encarada frontalmente e a solução exige esforço conjunto de entidades, engenheiros, médicos, administradores, enfermeiros, técnicos, etc. Cabe ao governo, através do Ministério da Saúde, do Ministério da Previdência e Assistência Social e do INAMPS liderar um movimento no sentido de conscientizar a comunidade de Saúde e adotar uma série de exigências básicas que devem ser cumpridas pelos ESTABELECIMENTOS MÉDICOS. Por exemplo, nos EUA existe uma lei que exige que hospitais com um determinado porte mantenham um serviço de manutenção (seja própria ou contratada) (Cangelosi e Webster, 1979).

Uma das dificuldades básicas em relação à proteção contra riscos elétricos é a falta de normas brasileiras. É verdade que o COBEI - COMITÊ BRASILEIRO DE ELETRICIDADE - da ABNT vem desenvolvendo um esforço muito grande no sentido de suprir esta carência, principalmente pela motivação individual dos membros das Comissões de Estudo e pelo interesse de algumas empresas, universidades e órgãos governamentais. Entretanto, devido à metodologia de trabalho adotado (basicamente colaboração voluntária em reuniões mensais), é bastante demorada a elaboração de propostas de normas. Falta mais apoio, não só por parte do governo, mas também das indústrias e empresas que são atingidas diretamente. É necessário na elaboração de uma norma, que haja consenso de todos os interessados, caso contrário ela não será cumprida, ou por falta de condições técnicas, ou por falta de conhecimento do assunto.

Geralmente as normas do COBEI são baseadas nas da IEC (85% de normas elétricas brasileiras são provenientes da IEC) já que esta congrega muitos países industrializados - em torno de 44, inclusive os do bloco socialista (CEI, 1974). Apesar dos EUA e países da Europa serem membros da IEC, nem todos adotam essas normas. Geralmente, possuem normas próprias que são anteriores às da IEC. Atualmente, há uma tendência mundial de se adotar normas internacionais, visando padronização e facilidades comerciais. Mesmo assim, o COBEI deveria efetuar estudos comparativos de várias normas sobre o mesmo assunto, antes de elaborar a sua versão final, embora implicando num volume ainda maior de trabalho. Haveria uma amostra mais significativa e poderiam ser comparados padrões de desempenhos, optando-se por aqueles mais compatíveis com a realidade nacional.

Mesmo existindo uma norma definitiva da ABNT, a sua adoção e cumprimento não é automático. O governo brasileiro apenas recomenda a sua aplicação. Somente nos casos de concorrência pública, são exigidos o cumprimento das normas. Dessa forma é inevitável uma queda no nível de qualidade industrial geral. É fundamental que o governo passe a exigir o cumprimento de normas por todos os envolvidos. A nível hospitalar, o MPAS, através do INAMPS deveria fazer exigências com relação à qualidade de equipamentos e instalações, forçando os hospitais próprios e conveniados a adquirirem equipamentos dentro de especificações técnicas em conformidade com normas. Também a autorização para o funcionamento desses hospitais só deveria ser concedida se as instalações elétricas estivessem dentro de padrões de desempenho

contidos em normas. O MIC - Ministério da Indústria e Comércio deveria obrigar a indústria em geral a fabricar componentes, materiais e equipamentos dentro de especificações de normas.

No caso específico de EQUIPAMENTO ELETROMÉDICO, é necessária a criação de um ou mais Centros de Controle de Qualidade e Segurança, capazes de efetuar os testes de conformidade e emitir certificados aos moldes do IPT - Instituto de Pesquisa Tecnológica de São Paulo. Estes Centros deveriam ser vinculados a universidades e ao MIC - Ministério da Indústria e Comércio por meio da Secretaria de Tecnologia Industrial, que coordena a normalização e a qualidade industrial no Brasil através do - SINMETRO - Sistema Nacional de Metrologia e Qualidade Industrial.

As normas são ainda importantes no sentido de que adotando-se as compatíveis com as internacionais, permitem ao Brasil facilidades na exportação de produtos aqui produzidos. Apenas para avaliar o potencial brasileiro, as exportações de produtos eletrotécnicos em 1979 foram cerca de US\$ 571 milhões (IEC, 1982). Especificamente, as exportações de artigos odontológico hospitalares (incluindo móveis, utensílios, instrumental e equipamentos) alcançaram US\$ 26,3 milhões enquanto as importações foram de US\$ 105,4 milhões, em 1980 (MIC, 1982). Entretanto, deve-se ter o cuidado de ao se adotarem normas internacionais, não se estar marginalizando a indústria nacional, uma vez que as multinacionais aqui instaladas possuem produtos que automaticamente (ou quase), estarão em conformidade com as normas, ao passo que a indústria nacional precisa de tempo para se adaptar.

Tendo em vista a realidade industrial nacional como, produtos com baixo desenvolvimento tecnológico, domínio de multinacionais e falta de padronização, não se pretende que os fabricantes de EQUIPAMENTOS ELETROMÉDICOS passem imediatamente a seguir todas as medidas recomendadas pelas normas apresentadas nesse trabalho. Espera-se que as empresas procurem se adequar às condições mais rígidas de segurança, paulatinamente. Proteção do equipamento por isolamento (classe II) exige pesquisa, principalmente com materiais e meios isolantes, sendo necessário investimentos de porte. Entretanto, a proteção classe I (condutor de proteção) como já discutida no capítulo 4, é mais compatível e facilmente implementável. Também a alimentação por meio de baterias é um recurso exequível. Com relação às limitações

de correntes de fuga, é necessário um aprimoramento das técnicas de isolamento de transformadores, montagem e disposição dos circuitos, condicionamento de tes em caixas, fiação, etc. Na parte relacionada à documentação do equipamento, o mesmo deve ser fornecido com manuais apresentando detalhes explicativos sobre o funcionamento, operação, manutenção, calibração e símbolos existentes.

Na parte relacionada a projeto e execução de instalações elétricas para fins médicos, principalmente em estabelecimentos de grande porte, há, da mesma forma que em equipamentos sofisticados, o domínio das grandes corporações internacionais. Entretanto, nota-se pelo que foi apresentado no capítulo 5, que muitas medidas propostas para as instalações e que são empregadas por essas empresas, são relativamente simples, não justificando a presença delas. Pouco adiantam os projetos de instalações elétricas ser bem elaborados, se não se empregam materiais de boa qualidade e a execução é deixada em segundo plano. Na verdade, as medidas mais urgentes, a serem tomadas, dizem respeito à organização e controle. Durante a execução é necessário efetuar fiscalizações periódicas tanto por parte do construtor como do contratante, para se observar se as medidas planejadas são praticadas. Outro detalhe a ser considerado é o da documentação da instalação elétrica. Em instalações novas devem ser identificados nos quadros de distribuição e painéis dos circuitos, os dispositivos de comando e proteção, através de legendas. Além disso devem ser respeitados códigos de cores de condutores e os esquemas dos circuitos elétricos, caso contrário, mais tarde quando houver problemas, será difícil efetuar reparos. Nas instalações antigas, além dos problemas acima, deve ser feita a atualização das plantas toda vez que se adicionar ou modificar algo.

Por outro lado, quanto às medidas que devem ser empregadas, depende muito do local do hospital e do estado do paciente dentro desse local. Deve-se procurar levar em consideração a relação custos/benefícios de cada medida protetiva. Em prédios antigos que possuem sistemas com dois condutores, devido aos riscos a que ficam sujeitos o paciente e o operador nessas condições e em razão dos benefícios que o 3º condutor traria, são necessárias modificações. É claro que os custos de uma reforma geral, como por exemplo, a implantação do terceiro condutor em todos os recintos não é economicamente viável. Entretanto, as áreas críticas como unidades de terapia in-

tensiva, salas de cirurgia e cateterismo, por exemplo, devem receber tal melhoria, isto é, tomadas de três condutores, com o respectivo condutor de proteção. Em instalações novas de locais em que são utilizados anestésicos inflamáveis, há muita discussão nos países mais desenvolvidos, a respeito do uso ou não de sistemas isolados. Esses sistemas, além de encarecerem bastante o projeto (pelo uso de transformadores especiais e monitores) têm sido acusados de não melhorarem as condições de segurança daqueles locais (Ridgway, 1981). Além disso, de qualquer forma o terceiro condutor faz parte do sistema isolado. O uso de sistemas isolados é recomendado em locais que não admitam interrupções de energia em caso de FALHAS à terra. Nas salas com riscos de explosões, pisos antiestáticos parecem proporcionar a melhor proteção. Nos locais em que interrupções de energia podem ser toleradas, interruptores de falha à terra devem ser empregados. Em recintos de cuidado não crítico, o uso de sistemas com três condutores parece ser suficiente, proporcionando proteção adequada.

Chama-se a atenção para o fato de que vários valores limites estipulados e outros dados fornecidos no trabalho são periodicamente atualizados, levando-se em consideração os avanços rápidos nas pesquisas e as revisões que se fazem em normas frequentemente.

Com relação à parte de equipamentos será necessário um estudo mais detalhado em termos da aplicação das medidas protetivas para cada tipo de equipamento, uma vez que as facilidades de implantação, os custos e o uso para o qual se destina o equipamento determinam o grau de proteção necessário.

No que diz respeito às instalações elétricas, uma atitude mais realista seria verificar o que a indústria nacional tem condições de suprir ou desenvolver a curto prazo e a partir daí adotar as recomendações das normas.

Os testes realizados precisam ser revistos, sobre o ponto de vista de facilidades de execução. Deve-se efetuar-los de forma mais rápida e eficaz, para tanto é necessário construir instrumentos e acessórios que facilitem, p.ex., as medições de correntes de fuga. Outro aspecto importante a ser estudado é uma programação dos testes em termos de sequência e periodicidade. Para isso é necessário levar em consideração dados de equipamentos, ins

talações e pacientes, tais como, tempo de utilização e frequência de uso de equipamentos, locais em que eles são utilizados, finalidades de uso, condição do paciente, estado das instalações e finalidade do local, além de outras. É claro que dentro desses parâmetros, cada hospital terá uma programação específica.

Resume-se a seguir, alguns passos que devem ser considerados, para a melhoria das condições de segurança elétrica em ESTABELECIMENTOS MÉDICOS:

1. Colocar em execução em vários hospitais, uma série de testes similares aos propostos, analisando-se os resultados obtidos.
2. Obter em um mesmo hospital um número considerável de dados relativos à segurança elétrica.
3. Implantar um programa de manutenção preventiva global em hospitais assegurando a proteção contra riscos elétricos do paciente.
4. Implantar um sistema de registro de acidentes elétricos ocorridos em ESTABELECIMENTOS MÉDICOS, baseado na IEC 62A67 (1982).
5. Efetuar os projetos de instalações e equipamentos considerando-se as medidas protetivas descritas.
6. Fiscalizar os hospitais, obrigando-os a assegurar proteção elétrica para os pacientes e pessoal médico.
7. Desenvolver instrumentos e acessórios de medição para aplicação nos testes de segurança elétrica.
8. Avaliar equipamentos nacionais através da criação de Centros de avaliação de controle de qualidade e segurança de equipamentos em conformidade com normas.
9. Incrementar o processo de elaboração de normas no país, com o governo passando a exigir a obrigatoriedade das mesmas.

Apêndice A - Termos e Definições

Grande número de termos definidos abaixo, fazem parte da Norma IEC 601.1 (1977). Tais termos já estão traduzidos pelo COBEI da ABNT, fazendo parte do Ante-Projeto de Norma COBEI 3:62.1-002, sendo marcados por (1). Outros termos fazem parte do Projeto de Norma IEC 62A55 (1981), os quais estão sendo traduzidos atualmente (2). Os demais termos fazem parte de Norma ABNT (Terminologia).

1. AMBIENTE DE PACIENTE: Região situada dentro de uma área delimitada por pontos distantes 1,5 m do local destinado ao paciente, e no qual pode ocorrer um contato, intencional ou não, entre paciente e equipamento ou outra pessoa que toque o equipamento (vide apêndice E) (2).
2. APLICAÇÃO CARDÍACA DIRETA: Utilização de equipamento que possa estabelecer ligação condutiva direta com o coração do paciente (1).
3. CIRCUITO ESSENCIAL: Circuito para alimentação de equipamento que é mantido em operação durante interrupção de energia (2).
4. CONDIÇÃO NORMAL: Condição em que permanecem intactos todos os meios disponíveis para proteção contra riscos (1).
5. CONDIÇÃO DE PRIMEIRA FALHA: Condição que se verifica quando pelo menos um dos meios de proteção contra riscos apresenta defeito, ou quando ocorre pelo menos uma condição anormal causadora de risco (1).
6. CONDUTOR DE ATERRAMENTO PARA PROTEÇÃO: Condutor a ser conectado entre o TERMINAL DE ATERRAMENTO PARA PROTEÇÃO e um sistema de aterramento para proteção externo (1).
7. CONDUTOR DE EQUALIZAÇÃO DE POTENCIAL: Ligação condutiva entre PARTES CONDUTIVAS ESTRANHAS e/ou equipamento e um barramento de equalização de potencial (1).

8. CONECTOR DE ALIMENTAÇÃO DO EQUIPAMENTO: Parte de um acoplador de alimentação do equipamento que é fixada ou incorporada ao equipamento (1).
9. CONECTOR DE REDE: Parte de acoplador de alimentação do equipamento, integrada ou fixada a cordão ou cabo flexível destinado a ser ligado à rede de alimentação. Um CONECTOR DE REDE destina-se à conexão ao CONECTOR DE ALIMENTAÇÃO DO EQUIPAMENTO (1).
10. CONJUNTO DE SALAS MÉDICAS: RECINTOS PARA FINS MÉDICOS ligados entre si, na sua função, por sua finalidade médica declarada, ou por EQUIPAMENTO ELETROMÉDICO interconectado (2).
11. CORDÃO DESMONTÁVEL E NÃO DESTACÁVEL: Cordão flexível de alimentação cujo método de fixação ao equipamento é concebido para permitir que seja substituído com o auxílio de ferramenta (1).
12. CORDÃO DESTACÁVEL: Cordão de alimentação, tipo flexível, conectado ao equipamento através de um acoplador de alimentação do equipamento (CONECTOR DE REDE, CONECTOR DE ALIMENTAÇÃO DO EQUIPAMENTO) fig. 4.5 (1).
13. CORPO DO EQUIPAMENTO: Invólucro do equipamento compreendendo:
 - Todas as PARTES CONDUTIVAS ACESSÍVEIS, incluindo os botões, manipuladores, alças e similares;
 - Eixos acessíveis (1).
14. DOCUMENTOS ACOMPANHANTES: Documentos que acompanham o equipamento ou um acessório, contendo todas as informações importantes para o USUÁRIO e instalador ou montador do equipamento, concernentes principalmente à segurança (1).
15. DUPLA ISOLAÇÃO: Isolação composta pela ISOLAÇÃO BÁSICA e a ISOLAÇÃO SUPLEMENTAR (1).
16. EQUIPAMENTO ELETROMÉDICO: Equipamento elétrico, especificado para ser utilizado no meio ambiente do paciente, e a este último relacionado de tal maneira que possa afetar-lhe a segurança (1).

17. ESTABELECIMENTO MÉDICO: Estabelecimento para assistência médica (exame, tratamento, monitoração, transporte, enfermagem, etc.) de seres humanos ou animais (2).
18. FALHA: Situação que ocorre no funcionamento de um sistema ou elemento de circuito, quando ele deixa de cumprir a sua finalidade prevista, em caráter permanente ou temporário.
19. FALTA: Contato acidental ou arco entre uma parte energizada e outra e/ou a terra, num sistema ou elemento de circuito em funcionamento.
20. IMPEDÂNCIA DE PROTEÇÃO: Componente, ou conjunto de componentes, cuja impedância, construção e confiabilidade sejam tais que permitam conectá-lo entre, por um lado, PARTES SOB TENSÃO ou partes que possam tornar-se SOB TENSÃO em CONDIÇÃO DE PRIMEIRA FALHA e por outro lado, PARTES CONDUTIVAS ACESSÍVEIS ou PARTES APLICADAS, sem ocasionar risco de choque elétrico (1).
21. ISOLAÇÃO BÁSICA: Isolação aplicada às PARTES SOB TENSÃO para proporcionar proteção básica contra choque elétrico (1).
22. ISOLAÇÃO REFORÇADA: Um sistema de isolação única, aplicado a PARTES SOB TENSÃO, que proporciona um grau de proteção contra choque elétrico equivalente à DUPLA ISOLAÇÃO (1).
23. ISOLAÇÃO SUPLEMENTAR: Isolação independente e adicional à ISOLAÇÃO BÁSICA destinada a proporcionar proteção contra choque elétrico, na eventualidade de FALHA da ISOLAÇÃO BÁSICA (1).
24. LIGAÇÃO EQUIPOTENCIAL: Conexão elétrica destinada a colocar à mesma tensão (ou aproximadamente à mesma) PARTES CONDUTIVAS EXPOSTAS ou PARTES CONDUTIVAS ESTRANHAS (2).
25. PARTE APLICADA: Conjunto de todas as partes do equipamento, incluindo o cabo de paciente, que estabelece um contato intencional com o paciente a ser examinado ou tratado (1).

26. PARTE APLICADA ISOLADA TIPO F (flutuante): PARTE APLICADA, isolada de todas as outras partes do equipamento a um grau tal que não seja ultrapassado o valor permissível da corrente de fuga pelo paciente em CONDIÇÃO DE PRIMEIRA FALHA, quando se aplica 1,1 vezes a maior tensão nominal da rede, entre a PARTE APLICADA e a terra (1).
27. PARTE CONDUTIVA ACESSÍVEL: Parte condutiva do equipamento, que pode ser tocada pelo USUÁRIO ou paciente, sem o uso de ferramenta (1).
28. PARTES CONDUTIVAS ESTRANHAS: Parte condutiva não integrante da instalação elétrica, mas capaz de propagar um potencial, incluindo potencial de terra. Tais partes podem ser: estrutura metálica de um edifício, tubulação metálica de água, gás, etc., pisos e paredes não isolantes (2).
29. PARTES CONDUTIVAS EXPOSTAS: Parte condutiva facilmente tocável e que é separada de PARTES SOB TENSÃO apenas por ISOLAÇÃO BÁSICA. Tais partes podem ser, por exemplo, partes condutivas de equipamentos (2).
30. PARTE DE ENTRADA: Conjunto de todos os componentes de equipamento classe III, destinados à conexão em EBTS, usando um plugue especial (1).
31. PARTE DE ENTRADA DE SINAL: Parte de equipamento, excluída a PARTE APLICADA, destinada a receber tensão ou corrente como sinal de entrada, por exemplo para apresentação, registro ou processamento de dados (1).
32. PARTE DE SAÍDA: Conjunto de todos os componentes do equipamento de classe III, destinados à conexão externa, excluindo a PARTE DE ENTRADA e a PARTE APLICADA (1).
33. PARTE DE SAÍDA DE SINAL: Parte de equipamento, excluída a PARTE APLICADA, destinada a fornecer tensão ou corrente como sinal de saída, por exemplo para apresentação, registro ou processamento de dados (1).
34. PARTE A SER LIGADA À REDE: Conjunto de todas as partes do equipamento destinadas a terem uma ligação condutiva com a rede de alimentação. Não se inclui o CONDUTOR DE ATERRAMENTO PARA PROTEÇÃO (1).

35. PARTES SOB TENSÃO: Partes que estão SOB TENSÃO em CONDIÇÃO NORMAL. Incluem o condutor neutro e excluem o CONDUTOR DE ATERRAMENTO PARA PROTEÇÃO (1).
36. PLUGUE DE REDE: Parte integrada ou fixada a cordão ou cabo flexível do equipamento, destinada a ser inserida na tomada fixa de rede (1).
37. RECINTO PARA FINS MÉDICOS: Recinto destinado para exame médico, odontológico ou veterinário, ou para tratamento ou monitoração de pessoas ou animais (2).
38. TENSÃO DE CONTATO: Tensão aparecendo, durante uma FALHA de isolação, entre partes acessíveis simultaneamente (2).
39. TERMINAL DE ATERRAMENTO PARA PROTEÇÃO: Terminal conectado a partes condutivas de um equipamento de classe I, para fins de segurança, e previsto para ser conectado a um sistema de aterramento para proteção externo, a través de um CONDUTOR DE ATERRAMENTO PARA PROTEÇÃO (1).
40. USO NORMAL: Operação, incluindo o estado de prontidão, realizada conforme as instruções de uso, ou dentro da finalidade prevista (1).
41. USUÁRIO: Pessoa que utilize ou opere o equipamento (1).
42. ZONA DE RISCO: Vide figura 5.10.

Apêndice B

B.1. Significado dos Termos Empregados na Tabela 4.2, Tabelas B.2 e B.3.

A - a. PARTE A SER LIGADA À REDE (PLR) e CORPO DO EQUIPAMENTO (CE). Classe I e II.

A - B. PLR e partes condutivas isoladas da PLR por ISOLAÇÃO BÁSICA (IB). Classe II.

A - c. CE e partes condutivas isoladas da PLR por IB. Classe II.

A - d. PARTE DE ENTRADA (PE) e CE. Classe III.

A - e. PLR/PE e a PARTE DE SAÍDA (PS), PARTE DE ENTRADA DE SINAL (PES) e PARTE DE SAÍDA DE SINAL (PSS). Classe I, II, III.

A - f. Partes de polaridade contrária da PLR ou da PE ou da PARTE DE SAÍDA (PS). Classe I, II, III.

B - a. PLR e a PARTE APLICADA (PA). Todas Classes.

B - b. Partes da PA. Todos equipamentos.

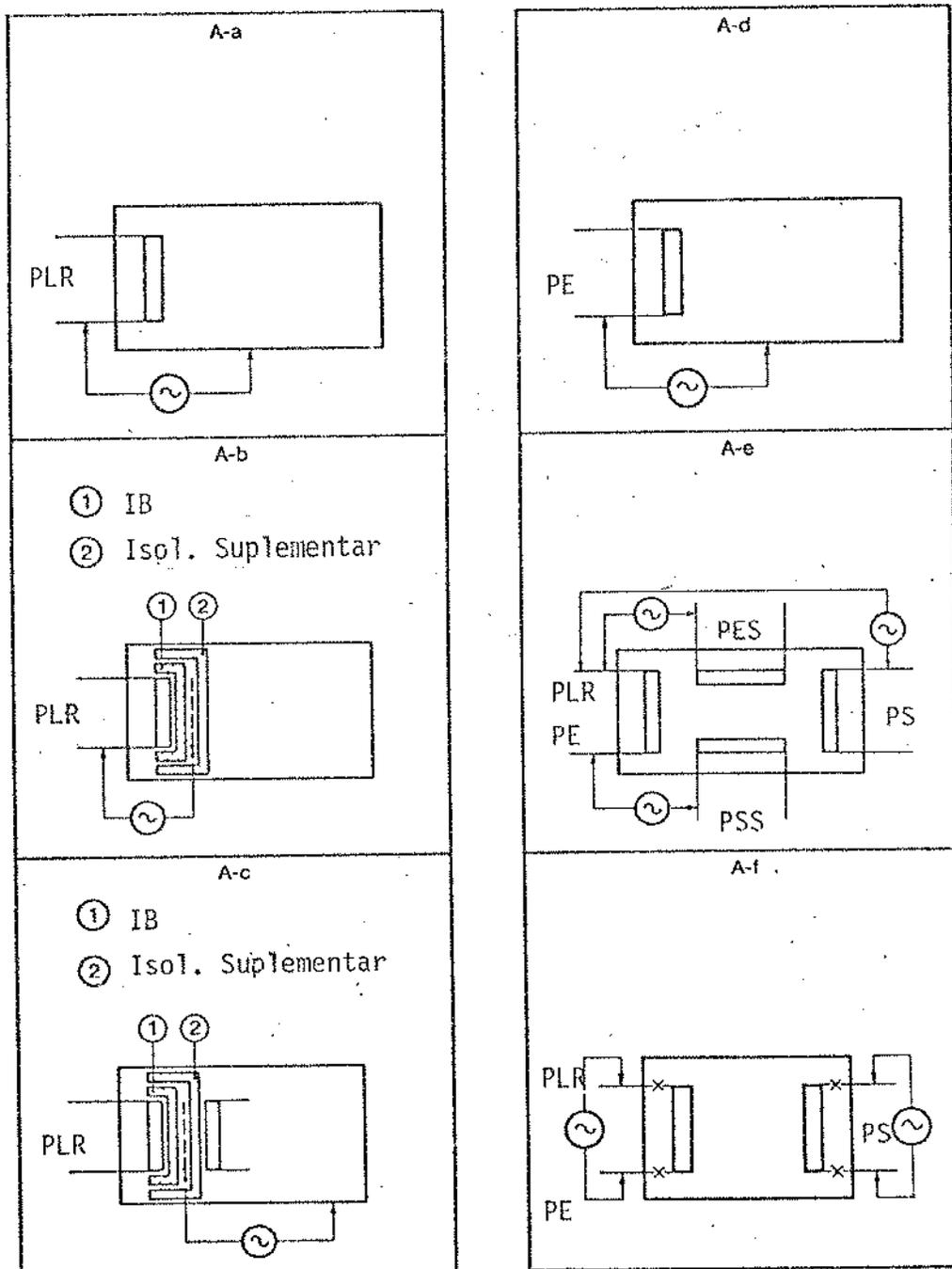
B - c. Partes condutivas isoladas da PLR por IB e a PA. Classe II.

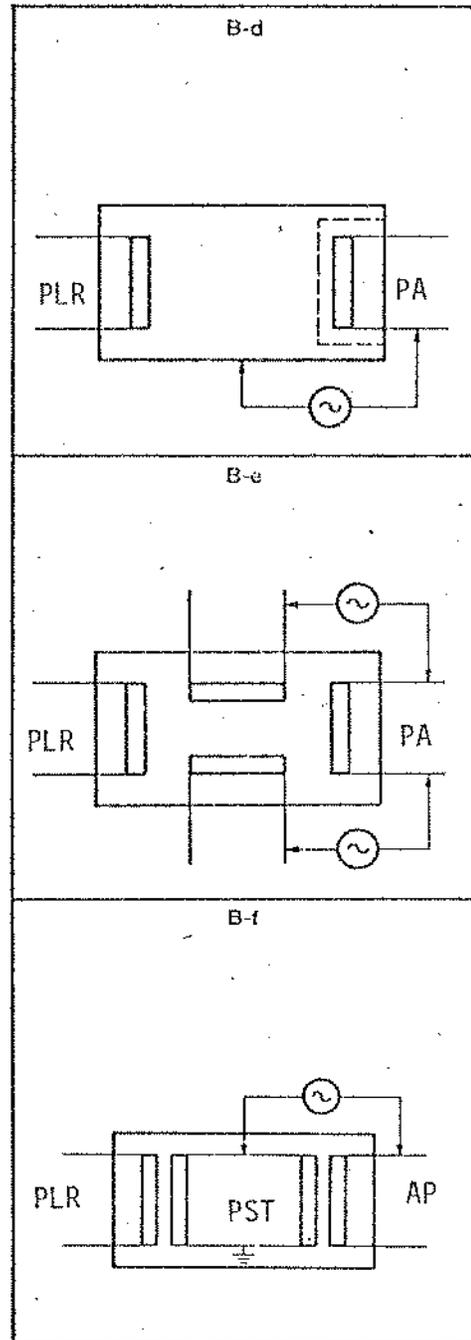
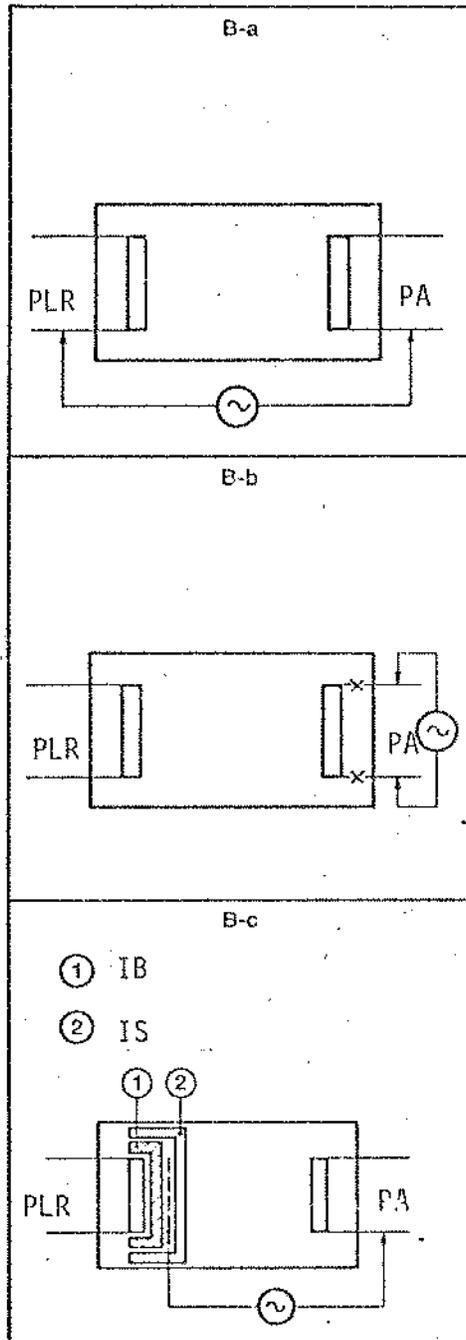
B - d. CE e PARTE APLICADA ISOLADA TIPO F. Todos equipamentos.

B - e. PARTE APLICADA ISOLADA TIPO F e PES e PSS. Todos equipamentos.

B - f. PARTE APLICADA ISOLADA TIPO F (PAITF) e PARTE SOB TENSÃO (PST). Todos equipamentos.

B.2. Caminhos de Isolação e Circuitos de Testes (IEC 601.1, 1977)





Tab. B.3 - Tensões para Equipamento Classe I, II, III

Isolação a ser Testada entre Partes	Tensões de Teste para a Tensão de Referência U(V)											
	U ≤ 50			50 < U ≤ 150		150 < U ≤ 250		250 < U ≤ 1000				
	I	II	III	I	II	I	II	I	II	I	II	III
A - a	-	-	-	-	3000	-	4000	-	-	-	-	2 (2U + 1500)
Isol. Básica	500	-	-	1000	-	1500	-	2U + 1000	-	-	-	-
Isol. Suplem.	-	-	-	2000	-	2500	-	2U + 2000	-	-	-	-
Isol. Reforçada	-	-	-	3000	-	4000	-	2 (2U + 1500)	-	-	-	-
A - b	-	500	-	-	1000	-	1500	-	-	-	-	2U + 1000
A - c	-	500	-	-	2000	-	2500	-	-	-	-	2U + 2000
A - d	-	-	500	-	-	-	-	-	-	-	-	-
A - e	500	500	500	1000	3000	1500	4000	2U + 1500	-	-	-	2 (2U + 1500)
A - f	500	500	500	1000	1000	1500	1500	2U + 1000	-	-	-	2U + 1000
B - a	500	500	500	3000	3000	4000	4000	2 (2U + 1500)	-	-	-	2 (2U + 1500)
B - b	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
B - c	-	500	-	-	2000	-	2500	-	-	-	-	2U + 2000
B - d	500	500	500	1000	2000	1500	2500	2U + 1000	-	-	-	2U + 2000
B - e	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
B - f	500	500	500	3000	3000	4000	4000	2 (2U + 1500)	-	-	-	2 (2U + 1500)

Fonte: IEC 601.1 (1977)

OBS.: 1) A ser prescrito por normas particulares.

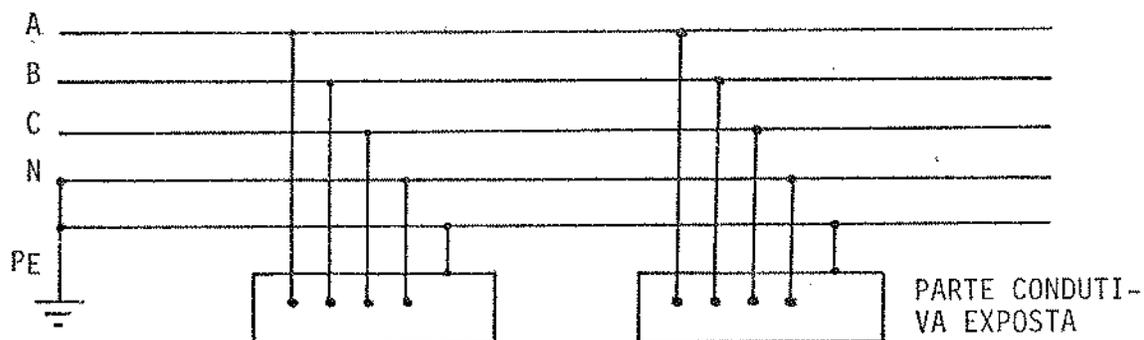
A tensão de teste deve ser aplicada durante 1 min. não devendo ocorrer quebra ou arcos.

Apêndice C - Símbolos Utilizados para Marcação (IEC 601.1, 1977)

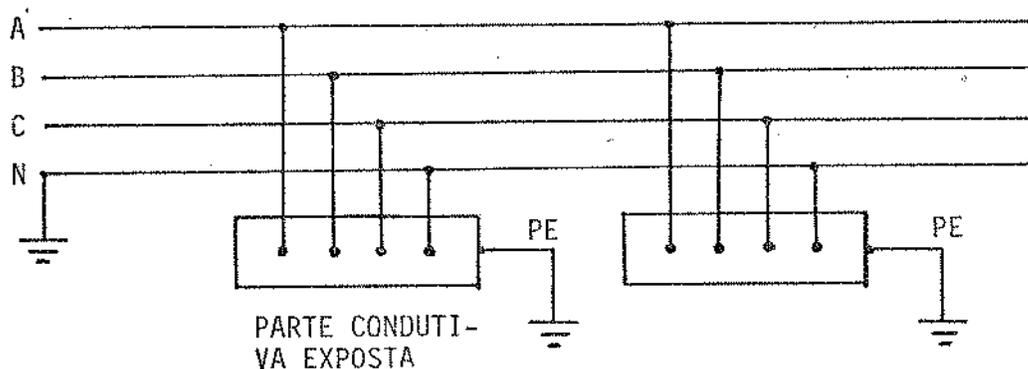
SÍMBOLO	DESCRIÇÃO	SÍMBOLO	DESCRIÇÃO
	Corrente Alternada		Desligado: Desconexão da Energia da Rede
	Corrente Alternada Tri fásica		Ligado: Conexão da Energia da Rede
	Corrente Alternada Tri fásica com Condutor Neutro		Tipo B
	Corrente Contínua		Tipo BF
	Corrente Contínua e Corrente Alternada		Tipo CF
	Terra de Proteção		À Prova de Anestésicos
	Terra Funcional		Alta Tensão
N	Ponto de Conexão para o Neutro em Equipamento Permanentemente Instala do		
	Equipotencialidade		
	Equipamento Classe II		
	Atenção: Consulte Docu mentos Acompanhantes		

Apêndice D - Tipos de Sistemas de Aterramento (ABNT, 1980)

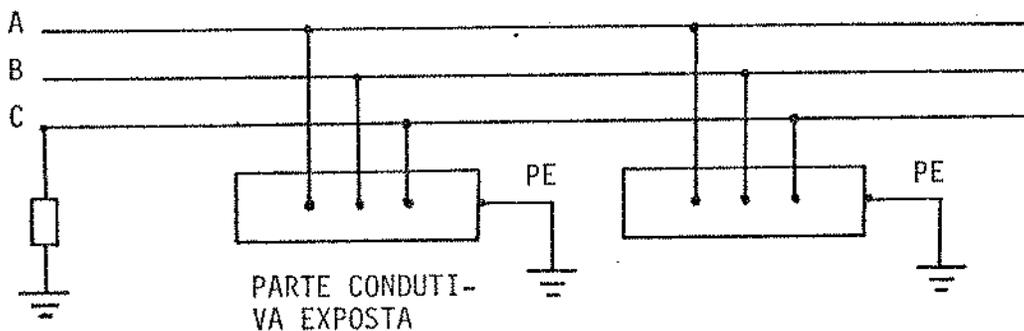
1. Sistema TN-S: Condutores de proteção e neutro separados através do sistema.

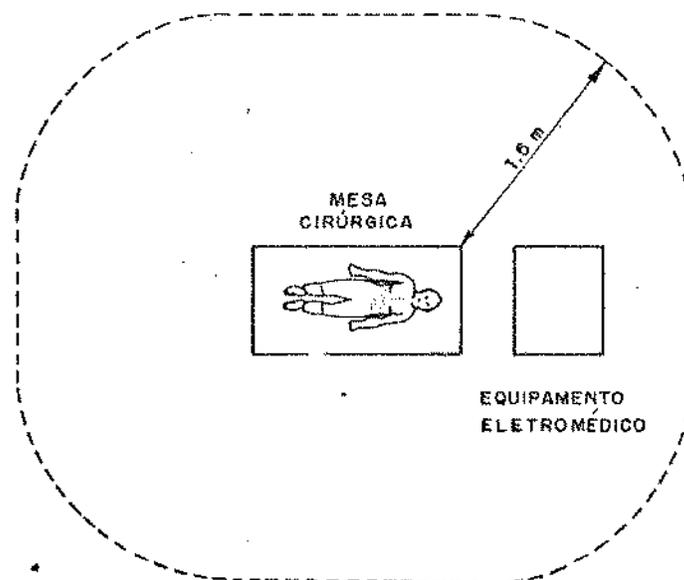
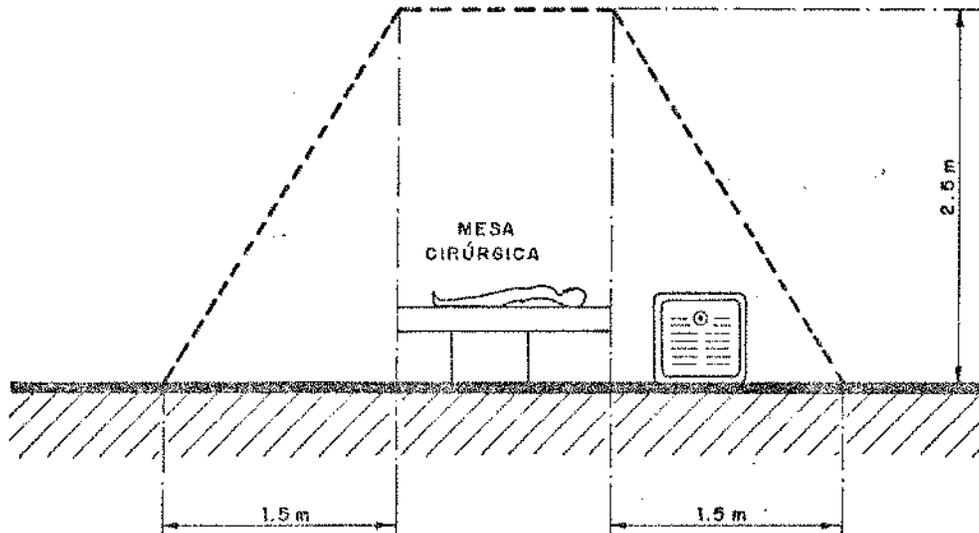


2. Sistema TT: O sistema TT tem um ponto diretamente aterrado e as PARTES CONDUTIVAS EXPOSTAS da instalação sendo conectadas para eletrodos de terra eletricamente independentes dos eletrodos de terra do sistema de energia.

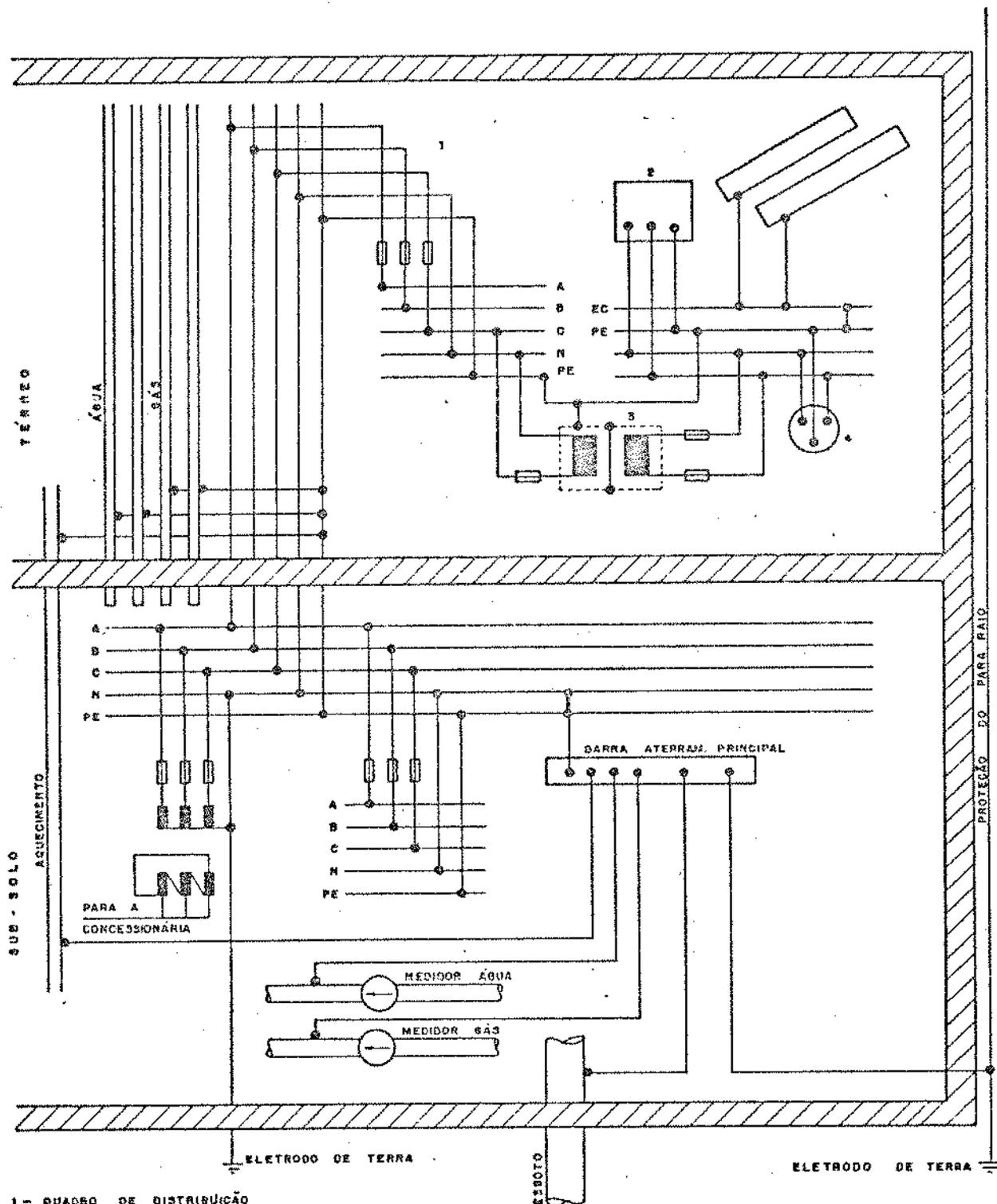


3. Sistema IT: O sistema de energia não tem conexão direta entre PARTES SOB TENSÃO e terra, sendo as PARTES CONDUTIVAS EXPOSTAS da instalação aterradas.



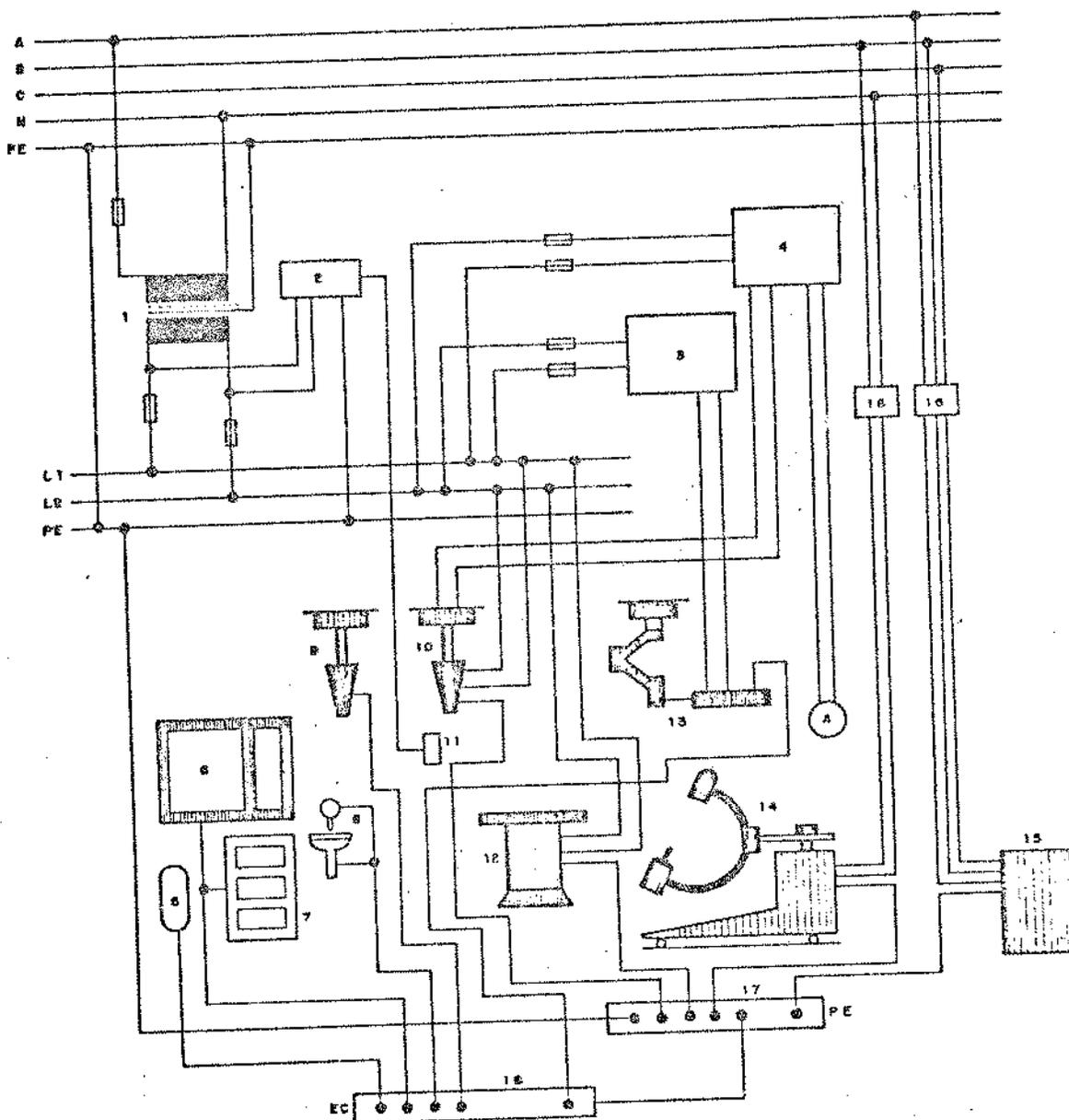
Apêndice E - AMBIENTE DE PACIENTE (IEC 62A55, 1981)

Apêndice F - Exemplo de Instalação Elétrica em Hospital (IEC 62A55, 1981)



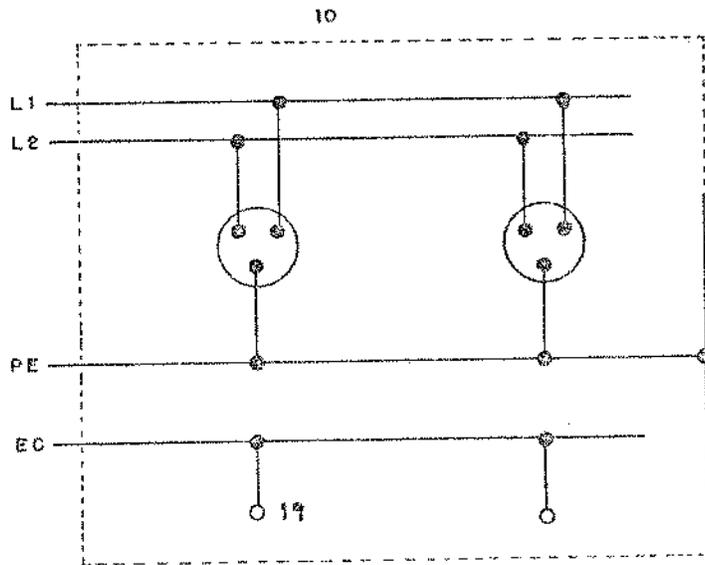
- 1 - QUADRO DE DISTRIBUIÇÃO
 2 - DISPOSITIVO MONITORADOR DE ISOLAÇÃO
 3 - TRANSFORMADOR DE ISOLAÇÃO
 4 - TOMADA
 PE - CONDUTOR DE PROTEÇÃO
 EC - CONDUTOR DE LIGAÇÃO EQUIPOTENCIAL

Apêndice G - Condutores de Proteção e LIGAÇÃO EQUIPOTENCIAL
em Salas Cirúrgicas (IEC 62A55, 1981)



- 1- TRANSFORMADOR DE ISOLAÇÃO
 2- DISPOSITIVO MONITORADOR DE ISOLAÇÃO
 3- SISTEMA DE EMERGÊNCIA ESPECIAL (E₂)
 4- SISTEMA DE EMERGÊNCIA ESPECIAL (E₁)
 5- AQUECIMENTO
 6- ARNÃO DA JANELA
 7- ARNÃO METÁLICO
 8- PIA E TORNEIRA
 9- SAÍDA DE GÁS DO TETO
 10- TOMADAS COM TERMINAIS PARA LIGAÇÃO EQUIPOTENCIAL DO TETO

- 11- ALARME DO MONITORADOR DE ISOLAÇÃO
 12- MESA CIRÚRGICA
 13- LÂMPADA CIRÚRGICA
 14- EQUIPAMENTO DE RAIO X
 15- ESTERILIZADOR
 16- DISPOSITIVO INTERRUPTOR DE CORRENTE DE FUGA À TERRA
 17- BARRA DO CONDUTOR DE PROTEÇÃO
 18- BARRA DO CONDUTOR EQUIPOTENCIAL
 19- TERMINAIS PARA LIGAÇÃO EQUIPOTENCIAL



Apêndice H - Dispositivos Monitores de Isolação

Esses dispositivos indicam o grau de isolação entre condutores energizados e terra. De acordo com o NEC (NFPA 70, 1981), se define um monitor como: "Um instrumento de teste projetado para verificar continuamente a impedância balanceada ou desbalanceada de cada linha de um circuito isolado para terra e equipado com um circuito de teste próprio para exercitar o alarme". Além disso, devem possuir um sinal luminoso (verde) que é continuamente energizado, devendo ser acionado um alarme visual (vermelho) e um som, quando as fugas ou FALHAS ultrapassarem um valor pré-determinado.

O circuito mais usado de monitores é uma versão da ponte de Wheatstone, mostrado na figura H.1, o qual detecta qualquer tipo de defeito, seja resistivo, capacitivo ou combinação de ambos. As impedâncias Z_1 , Z_2 , Z_m fazem parte do monitor ao passo que Z_3 e Z_4 representam possíveis impedâncias de FALHA dos condutores para terra. Esse tipo de detector não funciona quando $Z_1=Z_2$ e $Z_3=Z_4$, isto é, quando há FALHAS balanceadas. Para evitar o problema acima, outra configuração, chamada dinâmica é utilizada e mostrada na figura H.2. Nela há um chaveamento realizado por circuito eletrônico (2,5 vezes por segundo), em que pelo menos uma ponte estará desbalanceada e sensibilizará o medidor.

Uma medida quantitativa da proteção realizada por um monitor de terra é dada pelas chamadas correntes de risco. Corrente de risco é a corrente total para um dado conjunto de conexões em um sistema isolado que fluiria através de uma baixa impedância se ela fosse conectada entre qualquer condutor isolado e terra. São definidas as seguintes correntes de risco (NFPA 70, 1981; IEC 62A55, 1981):

Corrente de Risco Total: Corrente de risco, com todos equipamentos, incluindo o monitor de isolação, conectados.

Corrente de Risco de FALHA: Corrente de risco, com todos equipamentos, exceto o monitor de isolação, conectados.

Corrente de Risco do Monitor: Corrente de risco do monitor de isolação, apenas.

O medidor do monitor é projetado para ler a corrente de risco

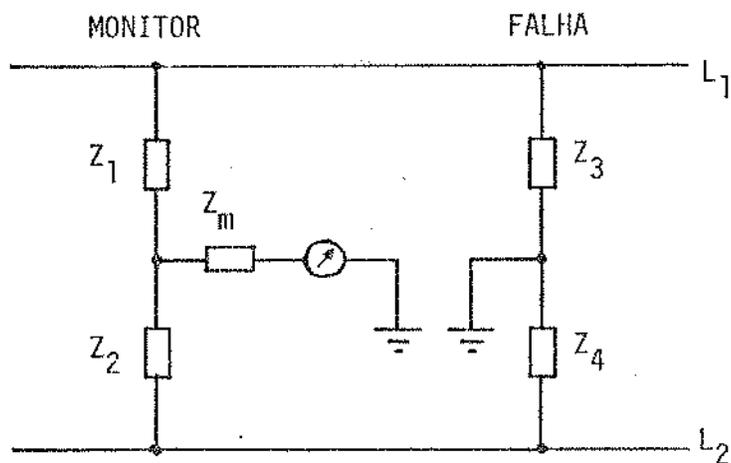


Fig. H.1 - Circuito para monitores (Roth e col., 1973)

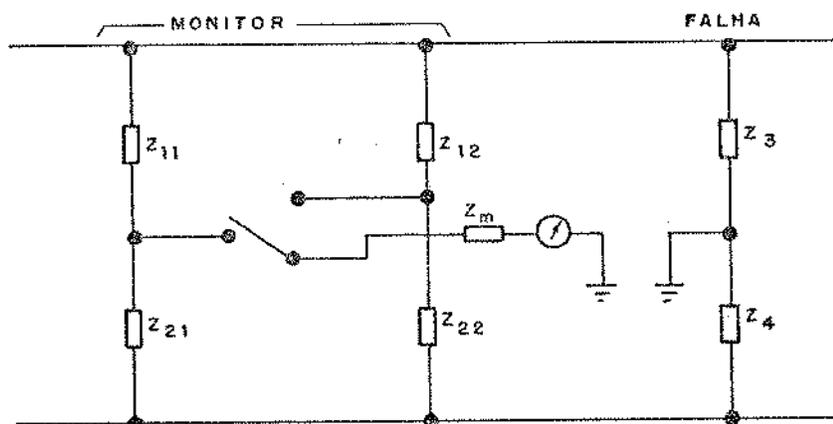


Fig. H.2 - Circuito para monitor sem ponto cego (Roth e col., 1973)

total, não devendo haver FALHA do monitor para correntes maiores do que 2 mA. Em nenhum caso, o alarme deve ser acionado para correntes de risco de FALHA menor do que 0,7 mA (IEC 62A55, 1981). O monitor deve possuir uma impedância própria, de modo que, quando qualquer ponto do sistema é aterrado, a máxima corrente interna do monitor, é igual a 1 mA.

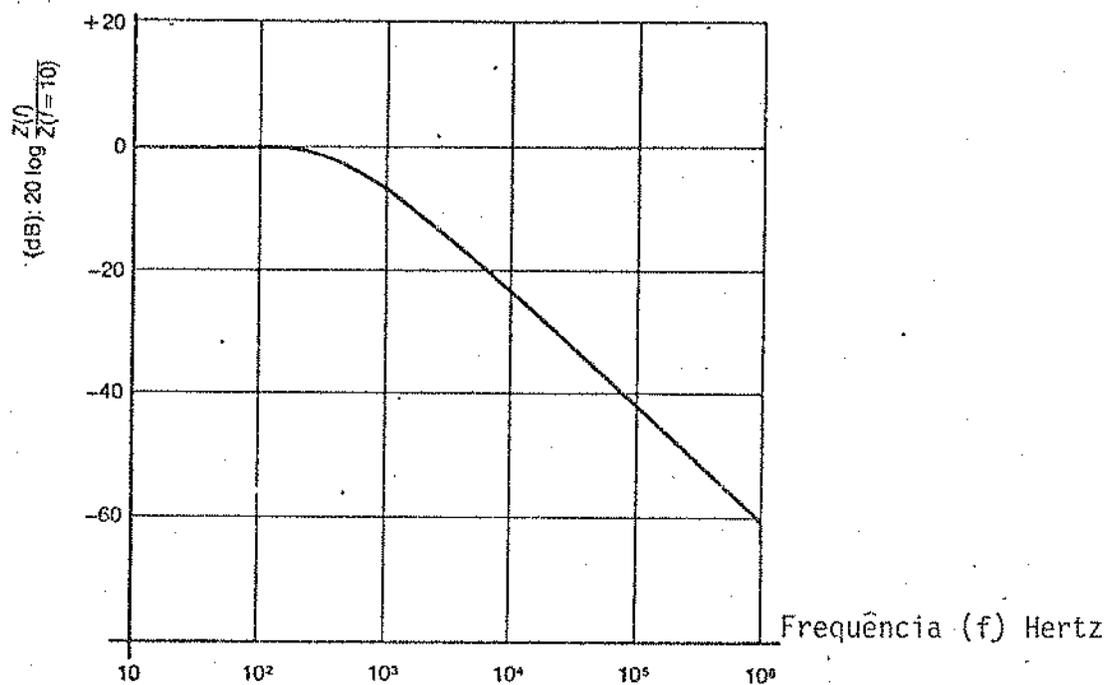
O medidor é calibrado de modo que a deflexão "zero" corresponde a 1 mA, isto é, indica o valor de corrente de risco total que fluiria caso houvesse uma 1ª FALHA para terra de um dos condutores SOB TENSÃO. Havendo a primeira falha, o medidor indicará uma corrente de risco total maior do que 2 mA e fará com que os alarmes sejam ativados (Fischer, 1975). Esse medidor deve ser localizado em um lugar visível da sala cirúrgica, para permitir detecção de fugas crescentes, já que a escala do medidor (entre 1 mA e 2 mA) permite tal observação (NFPA 70, 1981).

Apêndice I - Dispositivos de Medição (DM)

Para se medir correntes (de fuga, por exemplo) que circulariam, no caso de um acidente pelo paciente e/ou operador, emprega-se um circuito elétrico equivalente, que simula da forma mais aproximada possível, em termos de características elétricas, o USUÁRIO. Para levar em consideração o fato de que os limites toleráveis pelo organismo humano tendem a aumentar com a frequência da corrente aplicada (vide 2.4.2), o circuito equivalente usado deve compensar o instrumento de medição de forma que frequências maiores e menos perigosas, resultem em leituras menores (Roth e col., 1975). Tal arranjo (circuito equivalente + instrumento) é denominado "dispositivo de medição" (DM).

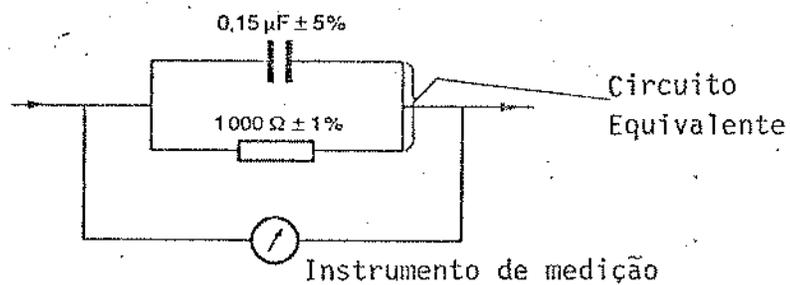
As normas relativas a EQUIPAMENTO ELETROMÉDICO apresentam circuitos equivalentes (carga padrão) particulares. Assim, de acordo com a Norma IEC 601.1 (1977), são apresentados na figura I.1, a curva de resposta de 10 Hz até 1 MHz e a representação de um dispositivo de medição. Na figura I.2, apresenta-se a carga padrão recomendada pela AAMI (1978) e sua curva característica em frequência, assim como a carga padrão usada pela UL 544 (1980). Observa-se que na faixa de frequências de DC até 1 kHz (em todas as normas), os circuitos equivalentes do paciente e/ou operador possuem uma impedância de aproximadamente 1 k Ω , sendo que para essas frequências os valores limites de correntes de fuga são aqueles das tabelas 4.3 e 4.4. Ao se utilizarem as cargas padrões, os valores limites das tabelas se aplicam até 1 MHz.

Quando as cargas padrões não forem utilizadas, um osciloscópio deve ser empregado para determinação da frequência e o valor limite de corrente deve ser calculado para 1 kHz até 1 MHz, multiplicando-se o valor das tabelas pelos múltiplos da frequência base de 1 kHz, até o máximo de cem vezes (AAMI, 1978; UL 544, 1980). O osciloscópio deve possuir uma impedância de entrada de pelo menos 100 k Ω e uma resposta em frequência de DC até 1 MHz com uma exatidão de $\pm 5\%$ (AAMI, 1978). Outros instrumentos de medição também devem ter como impedância de entrada pelo menos 100 k Ω e devem ser calibrados para indicar DC e 1,11 vezes o valor médio (valor eficaz) de uma onda completa retificada de uma tensão alternada composta de frequências até 1 MHz. Essa faixa de frequência pode ser reduzida, desde que não haja

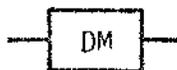


(a)

Dispositivo de
Medição
(DM)



(b)



(c)

Fig. I.1 - Dispositivo de Medição (b, c) e sua curva característica (a) (IEC 601.1, 1977)

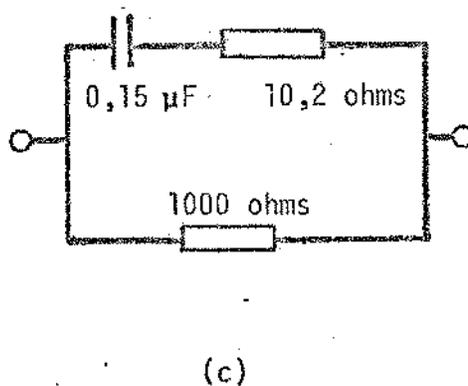
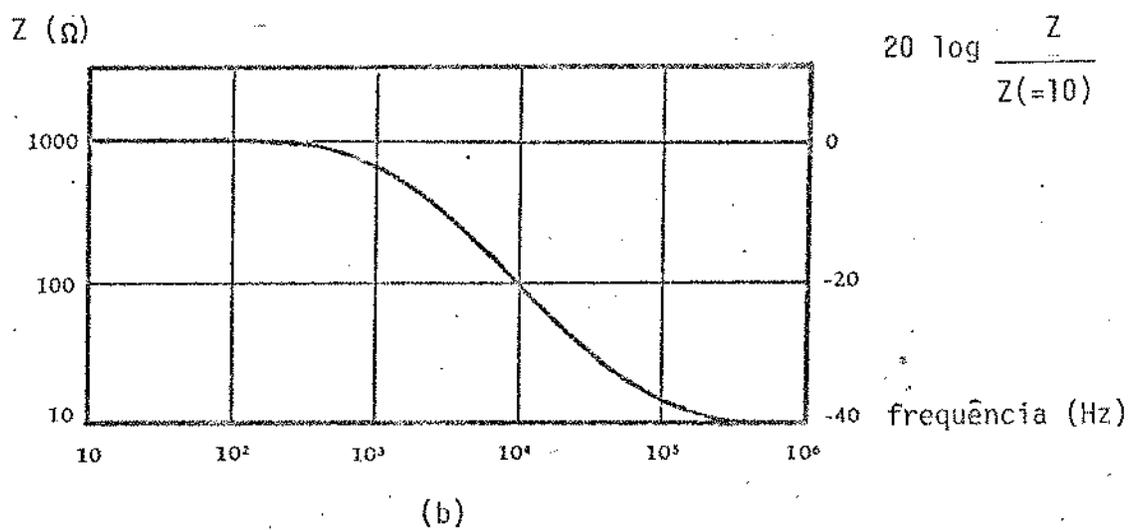
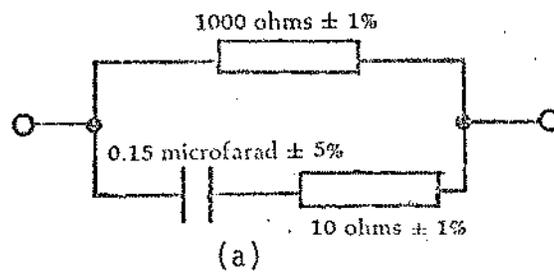


Fig. I.2 - Carga padrão AAMI (1978) e curva característica (a, b) e carga padrão UL 544 (1980) (c)

componentes da corrente de fuga de frequência maior do que a faixa do instrumento de medição.

Em geral na prática, os dispositivos de medição utilizados nos EUA, possuem uma faixa de resposta de DC até 1 kHz e utilizam a carga padrão da AAMI (p. ex., BIO-TEK, 1982; OHMIC; INSTRUTEK, 1973).

Apêndice J - Ficha de Teste de Equipamento

J.1 - Dados Gerais

EQUIPAMENTO: _____ FABRICANTE: _____ MODELO: _____

Nº DE SÉRIE: _____ Nº PATRIMÔNIO: _____ UNIDADE: _____

ALIMENTAÇÃO: _____ CLASSIFICAÇÃO EQUIPAMENTO: _____

INSTRUMENTO UTILIZADO PARA TESTE: _____

FABRICANTE: _____ MODELO: _____

TESTE DEVE SER REALIZADO CADA _____ DIAS

VALORES LIMITES:

RESIST. ATERRAMENTO: _____ Ω CORRENTE FUGA PARA TERRA _____ μA COR. FUGA PELA CARCAÇA _____ μA COR. FUGA ATRAVÉS PACIENTE _____ μA COR. AUXILIAR PACIENTE _____ μA ISOLAÇÃO _____ μA

RESULTADOS:

1. ACEITO: _____

2. REJEITADO: _____

3. SOLUÇÃO: _____

J.2 - Anotação de Resultados

DESCRIÇÃO		ANOTAÇÕES			
A	Teste realizado por				
B	Data da inspeção				
C	Próxima inspeção				
D	Inspeção visual				
	Cordão alimentação				
	Pluque				
	Terminais paciente				
	Condições invólucro				
E	Resit. aterramento (Ω)				
	1. Pino terra para carcaça				
	2.				
	3.				
F	Fuga para terra (μA)				
	Polar. normal	Ligado			
		Deslig.			
	Polar. inversa	Ligado			
		Deslig.			
E	Fuga pela carcaça (μA)				
	Para terra	Polar. Normal	Ligado		
			Deslig.		
		Polar. Inversa	Ligado		
			Deslig.		
	Entre pontos da carcaça	Com terra	Polar. Normal	Ligado	
				Deslig.	
		Sem Terra	Polar. Inversa	Ligado	
				Deslig.	
	H	Com terra	Polar. Normal	Ligado	
				Deslig.	
		Sem terra	Polar. Normal	Ligado	
				Deslig.	
	I	Com terra	Polar. Normal	Ligado	
				Deslig.	
		Sem terra	Pol. Normal	Ligado	
				Deslig.	
J	Isolação (μA)				

BIBLIOGRAFIA

- AAMI (1978)
Safe current limits for electromedical apparatus
Association for the Advancement of Medical Instrumentation, Arlington
- AAMI (1978)
Interim rationale statement for the American National Standard, safe current limits for electromedical apparatus
Association for the Advancement of Medical Instrumentation, Arlington
- ABNT (1979)
Símbolos gráficos para uso em equipamentos - 1ª Projeto de Norma SB/45
COBEI - ABNT
- ABNT (1980)
Instalações elétricas de baixa tensão - Procedimento - NBR 5410
COBEI - ABNT
- ABNT (1981)
Segurança de equipamento eletromédico - 3:62.1 - 002 - Ante Projeto de Norma
COBEI - ABNT
- Bahill, A.T. (1981)
Bioengineering : Biomedical, Medical and Clinical Engineering
Prentice - Hall
- Berger, J. e Buckley, W.E. (1981)
Problems in ground integrity testing
J. Clin. Eng., 6:65-67
- BIO-TEK (1982)
Catalog 1982 - Medical test equipment

BIO-TEK Instruments, Burlington

- Buckstein, E.J. (1973)
Introduction to Biomedical Electronics
Haward W. Sans & Co.

- Cangelosi, R.J. e Webster, J.G. (1979)
Codes, standards and regulations
in Webster e Cook (ed.): *Clinical Engineering Principles and Practices*
Prentice - Hall

- CEI (1974)
La CEI - Trait d'union du monde de l'électricité
Imprimeries Réunies, Lausanne

- Craven, W. (1970)
Protecting hospitalized patients from electrical hazards
Hewlett Packard Journal, 21:11-17

- Cromwell e col. (1973)
Biomedical Instrumentations and Measurements
Prentice - Hall, Englewood Cliffs

- Dalziel, C.F. e Lee, W.R. (1969)
Lethal electric currents
IEEE Spectrum, 6:44-50

- Dalziel, C.F. (1972)
Electric shock hazards
IEEE Spectrum, 9:41-50

- Dalziel, C.F. (1973)
Electric shock
in: *Advances In Biomedical Engineering*
Academic Press

- di Monda, R.J. e Ridgway, M.G. (1981)
 Technical document nº 11:7-81 - Hospital electrical standards
 American Society for Hospital Engineering of the American Hospital Association, Chicago

- DTC (1982)
 Catalog - Upgrade electrical safety in critical care areas with, Low
 leakage power cable
 Dale Technology Co.

- Eletricidade Moderna (1978)
 Um amplo e moderno centro hospitalar
 Revista Eletric. Moderna, Agosto: 6-11

- Fischer, M.J. (1975)
 Techniques of electrical construction and design - vol. 5 - Designing
 electrical systems for hospital
Electrical Construction and Maintenance
 McGraw-Hill

- Freeman, J.J. e col. (1979)
 Safety program
 in Webster e Cook (ed.): *Clinical Engineering: Principles and Practices*
 Prentice - Hall

- Friedlander, G.D. (1971)
 Electricity in hospitals: elimination of lethal hazards
 IEEE Spectrum, 8:40-41

- Galván, J. e Pallás, R. (1980)
 Seguridad eléctrica em equipos e instalaciones hospitalarias
 Mundo Electrón., nºs 93 e 94 : 43-55; 67-78

- Geddes, L.A. e col. (1973)
 Treshold 60 Hz current required for ventricular fibrillation in subjects
 of various body weights

Trans. Biomed. Eng., 20:465-468

- HP (1970)
Using electrically operated equipment safely with the monitored cardiac patient
Medical Electronics Division
Hewlett Packard Co., Palo Alto

- HP (1971)
Patient safety - Application note 718
Medical Electronics Division
Hewlett Packard Co., Palo Alto

- IEC 479 (1974)
Effects of current passing through the human body - Publication 479
International Electrotechnical Commission, Genève

- IEC 513 (1976)
Basic aspects of the safety philosophy of electrical equipment used in medical practice - Publication 513
International Electrotechnical Commission, Genève

- IEC 601.1 (1977)
Safety of medical electrical equipments - Part 1: General requirements - Publication 601.1
International Electrotechnical Commission, Genève

- IEC 62A55 (1981)
Third Draft - Requirements for electrical installations in medical establishments - Secretariat
International Electrotechnical Commission

- IEC (1982)
Contact - vol. 1, n° 6
International Electrotechnical Commission, Genève

- IEC 62A67 (1982)
Draft - Reporting systems for hazards in hospitals - Secretariat
International Electrotechnical Commission

- INSTRUTEK
Electrical safety test procedures for hospitals - Publication TP-371
Instrutek Inc., Annapolis

- INSTRUTEK (1973)
Line leakage - ground voltage monitor - model LL-120M - Operating notes
Instrutek Inc., Annapolis

- IE/USP (1979)
Relatório oficial nº 25.031 - Levantamento das condições da instalação e-
létrica de um hospital
Instituto de Eletrotécnica - USP, São Paulo

- Kanter, E.S. (1974)
Servicing Biomedical Equipment
Howard W. Sans & Co.

- Kistler, J. e Miller, A. (1982)
The AAMI standard test load for electrical risk current measurements
Med. Instrum., 16:224-226

- Krestel, E. (1973)
Safety of electromedical equipment
Electromedica 3 - Siemens Aktiengesellschaft
Med. Eng. Group

- Leeming, M.N. e Perron, E.
Electrical safety program guide
BIO-TEK Instruments Inc., Shelburne

- Manoilov, V. (1975)
Fundamentals of Electrical Safety

MIR Publishers, Moscow

- Mendes, C.L.P. (1981)
Medidas de segurança: considerações sobre o condutor de proteção
Rev. Mundo Elétrico, nº 262:48-55

- MIC (1982)
Diagnóstico e Análise do Setor Odonto-Médico Hospitalar
Relatório final, vol. 1 - Síntese
Conselho de Desenvol. Industrial, MIC, Brasília

- MS (1979)
Normas e padrões de construções e instalações de serviços de saúde
DNOSS/SNABS/Ministério da Saúde, Brasília

- NFPA 76B (1980)
Safe use of electricity in patient care areas of hospitals
National Fire Protections Association , Boston

- NFPA 70 (1981)
National Electric Code
National Fire Protection Association, Boston

- Neuman, M.R. (1978)
Biopotential amplifiers
in Webster (ed.): *Medical Instrumentation: Application and Design*
Houghton Mifflin, Boston

- Oguisso, T. (1975)
Os Aspectos Legais da Anotação de Enfermagem no Prontuário do Paciente
Tese de Docência Livre, Escola de Enfermagem Ana Neri, UFRJ

- OHMIC
Catalog - Electronic safety devices
Ohmic Instruments Co., St. Michaels

- OHMIC (1982)
Clinical engineering notes - AN 201
Ohmic Instruments Co., St. Michaels

- Olson, W.H. (1978)
Electrical safety
in Webster (ed.): *Medical Instrumentation - Application and Design*
Houghton Mifflin Co., Boston

- Pinto de Mello, C. (1971)
Choques elétricos em hospitais e meios de evitá-los
Laboratório de Pesquisa Bio-eletrônica
HC - FMUSP (Publicação interna)

- Ridgway, M. (1981)
Guidelines for clinical engineering programs - Part III and Part IV
J. Clin. Eng., 6:53-63

- Rocha e Silva Júnior, M. (1973)
Fisiologia da Circulação
EDART, São Paulo

- Roth, H.H. e col. (1975)
Electrical Safety In Health Care Facilities
Academic Press

- Roy, O.Z. e col. (1976)
60-Hz ventricular fibrillation and pump failure thresholds versus electro-
de área
IEEE Trans. Biomed. Eng., 23:45-48

- Roy, O.Z. e col. (1977)
Intracardiac catheter fibrillation thresholds as a function of the dura-
tion of 60 Hz current and electrode área
IEEE Trans. Biomed. Eng., 24:430-435

- Spitta, A.F. (1975)
Instalaciones Eléctricas
Siemens Aktiengesellschaft
Editorial Dossat S.A.
- Stout, M.B. (1974)
Curso Básico de Medidas Eléctricas
Livros Técnicos e Científicos Editora - EDUSP
- Thomas, H.E. (1974)
Handbook of Biomedical Instrumentation and Measurement
Prentice - Hall
- UL 544 (1980)
Standard for safety - medical and dental equipment
Underwriters Laboratories, Northbrook
- Whelpton, D. e Roberts, J. (1982)
Safety of medical electric equipment and BS5724
J. Biomed. Eng., 4:185-196