

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ENGENHARIA ELÉTRICA E DE COMPUTAÇÃO
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA

SEGURANÇA ELÉTRICA EM AMBIENTE HOSPITALAR

MARCELO HEIN

Orientador: Prof. Dr. Sérgio Santos Mühlen

Tese submetida ao DEB como parte dos
requisitos para a obtenção do título de
Mestre em Engenharia Elétrica na
Universidade Estadual de Campinas

Dezembro de 1996

05974

Dr. Marcelo Hein

e aprovada pela Comissão

06 / 13 / 96

Sérgio Santos Mühlen
Orientador

OMBO BC/ 30290
PROC. 281197
C ☐ ☐ ☒
PREÇO R\$ 11,00
DATA 21/05/97
Nº

CM-00097974-9

FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA PELA
BIBLIOTECA DA ÁREA DE ENGENHARIA - BAE - UNICAMP

H364s Hein, Marcelo
 Segurança elétrica em ambiente hospitalar / Marcelo
 Hein.--Campinas, SP: [s.n.], 1996.

 Orientador: Sérgio Santos Mühlen.
 Dissertação (mestrado) - Universidade Estadual de
Campinas, Faculdade de Engenharia Elétrica e de
Computação.

 1. Instalações elétricas - Medidas de segurança. 2.
Hospitais - Medidas de segurança. 3. Eletricidade -
Acidentes. I. Mühlen, Sérgio Santos. II. Universidade
Estadual de Campinas. Faculdade de Engenharia Elétrica
e de Computação. III. Título.

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ENGENHARIA ELÉTRICA E DE COMPUTAÇÃO
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA

SEGURANÇA ELÉTRICA EM AMBIENTE HOSPITALAR

MARCELO HEIN

Orientador: Prof. Dr. Sérgio Santos Mühlen

Banca examinadora:

Prof. Dr. Sérgio Santos Mühlen
Prof. Dr. Carlos Alberto Favarin Murari
Prof. Dr. Marcelo Martins Werneck
Prof. Dr. Alberto Cliquet Jr. (suplente)

Dezembro de 1996

AGRADECIMENTOS

Trabalhar numa tese de mestrado após tantos anos na profissão de engenheiro é tarefa pouco comum. Muitas vezes o aluno recebe seu diploma na graduação, inicia o mestrado e são freqüentes os títulos de mestre ou doutor outorgados a quem ainda não completou 30 anos de idade. Em outras ocasiões, o engenheiro afasta-se completamente da Universidade e dedica-se somente ao exercício de sua profissão. Agora existem mudanças: o mercado de trabalho está bastante restrito e ninguém deve depender de conceitos compreendidos ou decorados há muito tempo nos bancos escolares. E aquilo que se convencionou chamar de “experiência” é, às vezes, mera repetição de atividades ou processos executados burocraticamente sem espírito inquisitivo e sem entusiasmo.

A Unicamp, inicialmente com o curso de especialização em Engenharia Clínica e depois com o Mestrado em Engenharia Biomédica, representou para mim a oportunidade de redirecionar a carreira. Contatos diários com professores e com colegas donos de mentalidade mais aberta e menos imediatista daquela vigente nas empresas, significaram a recuperação de parte do tempo perdido, a reativação do raciocínio crítico, o direito de admitir dúvidas e incertezas e, por fim, a discussão com pessoas para quem a verdade nem sempre está com quem apresenta maior nível hierárquico, mas sim maiores conhecimentos e vivência.

Agradeço a médicos e enfermeiras pelo trabalho em preencher questionários e pela paciência demonstrada em discutir aspectos técnicos de seus procedimentos,
Aos meus colegas, por terem aprendido a me ver como um deles,
Aos professores, pela confiança demonstrada,
À CAPES, pelo auxílio em dinheiro,
Ao meu orientador Sérgio, pela oportunidade e pelos conselhos,
À minha irmã Márcia, pelo estímulo,
Aos meus pais Eliazar e Noêmia, pelo exemplo e pelas lições de vida,
Aos meus filhos Helena e Marcelo, pela permissão de uso do computador e por aceitarem mais um estudante em casa, compartilhando e ocupando seu espaço,
À minha mulher Marlene, pelos vinte anos de namoro e por tudo,
A Deus.

ÍNDICE

Agradecimentos.....	i
Índice.....	iii
Resumo.....	iv
Abstract.....	v
1) INTRODUÇÃO.....	1
2) A SEGURANÇA EM AMBIENTES HOSPITALARES.....	10
3) NÍVEIS DE SEGURANÇA NO USO DA ELETRICIDADE.....	16
4) ESQUEMAS DE ATERRAMENTO EM SISTEMAS DE DISTRIBUIÇÃO DE ENERGIA ELÉTRICA EM BAIXA TENSÃO.....	21
5) CONSIDERAÇÕES GERAIS NA INSTALAÇÃO HOSPITALAR.....	45
6) PESQUISA EM CENTRO CIRÚRGICO.....	49
7) ROTEIRO PARA ANÁLISE DE INSTALAÇÕES ELÉTRICAS EM AMBIENTE HOSPITALAR.....	60
8) DISCUSSÃO E CONCLUSÃO.....	76
9) REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	78
ANEXO I	
ANEXO II	
ANEXO III	

RESUMO

O ambiente hospitalar submete pacientes e funcionários a riscos e situações de perigo provocadas por fenômenos de natureza elétrica muitas vezes de difícil identificação e controle. Sabe-se da existência de acidentes, fatais em muitas oportunidades, sem que se conheçam corretamente suas causas e portanto sem que se tomem medidas adequadas para prevenir sua repetição.

Neste trabalho são estudadas e discutidas normas e procedimentos de segurança para a existência de um ambiente seguro e discute-se pesquisa realizada entre médicos sobre problemas ocorridos em cirurgias cuja causa pode ser atribuída a problemas elétricos.

É proposto um roteiro prático para análise de instalações elétricas com a finalidade de criar um ambiente hospitalar seguro a pacientes e usuários.

ABSTRACT

Electrical safety requirements are particularly critical in hospitals: patient weakness, invasive procedures and the use of life-supporting equipments, among others, are items that enhance risks and hazards within hospital environment.

In the early seventies many claims were made about the lack of safety in hospitals resulting in many casualties. Whether true or not, this outcry threw light on the need for more safety and methods to get it. Standards and codes were updated and the general consciousness awakened.

This work studies electrical design and construction requirements on hospital facilities and describes an opinion poll in a group of physicians of a medium-size hospital concerning problems and electrical hazards occurred during surgical procedures.

A practical guide for creating a safety environment in hospitals is proposed.

The results of this study are intended to be read and used by engineers and facilities' maintenance staff.

SEGURANÇA ELÉTRICA EM AMBIENTE HOSPITALAR

1) INTRODUÇÃO

Poucos ambientes devem oferecer mais segurança que o hospitalar. Seus pacientes costumam estar debilitados e estão sujeitos a procedimentos clínicos ou ambulatoriais potencialmente agressivos. Além disso, a grande diversidade de equipamentos com tecnologia incompreensível à maioria das pessoas no hospital, sejam pacientes, visitantes ou usuários, contribui para situações de risco que variam conforme o estado do paciente, o grau de desempenho e de conservação dos equipamentos, o preparo e treinamento dos usuários, e ainda dependem de projeto, construção e manutenção das instalações do hospital. Isto significa que muitas vezes os riscos fogem ao controle, podendo provocar acidentes com danos ao paciente ou ao usuário. E ainda pode ocorrer dano ou haver situação de risco sem que isso seja detectado mesmo após seu efeito: a morte ou incapacitação do paciente acaba sendo atribuída a outros fatores clínicos, não existindo por parte dos envolvidos consciência do problema para estudo criterioso e posteriores medidas de prevenção e correção.

Já foi bastante conhecida a denúncia feita nos Estados Unidos no início dos anos setenta sobre o grande número de pacientes eletrocutados ou queimados durante procedimentos cirúrgicos ou terapêuticos em hospitais (WEBSTER, 1992). Exagero ou não, o fato é que as autoridades públicas e os responsáveis por estas instituições passaram a dedicar maior atenção à segurança de pacientes e usuários: normas e códigos foram revistos, profissionais das áreas de saúde e engenharia repensaram suas rotinas e, principalmente, tentou-se ao máximo quantificar riscos para seu controle e redução. Assim, o “azar” ou o “acaso” não seriam mais causas determinantes de acidentes.

No Brasil, após tantos anos de negligência e falta de compreensão dos problemas, parece haver perspectivas de progresso. Nestes últimos anos foram editadas novas normas de segurança sobre instalações elétricas em estabelecimentos assistenciais de saúde (NBR 13534, 1995) e sobre equipamentos eletromédicos (NBR IEC 601.1, 1994). Mais importante ainda, foram estabelecidos prazos para seu cumprimento: de 12 a 36 meses para todos os equipamentos eletromédicos comercializados no país e de 3 meses para novos projetos de reforma ou ampliação de instalações elétricas em estabelecimentos de saúde. As portarias do Ministério da Saúde regulamentando as normas e impondo estes prazos foram publicadas em dezembro de 1995 (PORTARIAS 2662 e 2663).

Infelizmente estas portarias não definem prazos para a adequação das instalações atuais à norma NBR 13534, mas não há dúvidas de que finalmente a preocupação com a segurança começa a deixar a fase das discussões teóricas ou inconclusivas e passa a ser posta em prática. Será visto adiante, entretanto, que a simples obediência a regulamentações não é suficiente para se conseguir ambientes seguros: treinamento de usuários, manutenção adequada de equipamentos e instalações, especificação e compra correta de equipamentos, compreensão dos fenômenos de natureza elétrica envolvidos e consciência de que a segurança deve ser da responsabilidade de todos são fundamentais no processo (WEAR & SIMMONS, 1986; BRONZINO, 1992).

Não são conhecidas estatísticas no Brasil sobre danos causados a pacientes e usuários por causas elétricas. Sua quantificação é difícil, pois nem sempre o fenômeno é evidente ou às vezes o problema é atribuído a diferentes causas. Em outras oportunidades as investigações nem ao menos começam ou são logo abafadas por um forte espírito corporativista existente no setor. Ou ainda, a complexidade própria destes efeitos e a falta de controle sobre tantas variáveis torna

difícil a determinação de causas bem definidas para cada ocorrência, mesmo havendo interesse real por parte dos envolvidos no trabalho de investigação. Sua divulgação é bastante restrita: a rigor, só problemas de grandes proporções e com dezenas de vítimas são levados ao conhecimento público. O caso dos pacientes de uma clínica de hemodiálise em Caruaru (PE) é sintomático, pois dezenas deles foram intoxicados, aparentemente por falta de controle e tratamento da água fornecida, e nada indica que o problema tenha sido exclusivo daquela clínica. Se a causa foi de fato a toxina liberada por algas, a precariedade da distribuição e do tratamento da água em muitas regiões do Brasil e a falta de controle da água utilizada por parte dos responsáveis pelos estabelecimentos de saúde podem perfeitamente dar origem a outras tragédias.

Mas este foi um caso excepcional pela grande quantidade de óbitos e pelo curto intervalo de tempo entre causa e efeito. No caso de pacientes e usuários submetidos a doses excessivas de radiação ionizante liberadas por aparelhos de radiologia e radioterapia defeituosos ou mal operados, as conseqüências não são imediatas e nem necessariamente iguais para as vítimas. No caso da eletrocussão durante procedimentos invasivos, a pequena corrente elétrica característica do microchoque pode passar despercebida à equipe médica e sempre pode haver ainda a dúvida se a fibrilação ocorreu por estímulo mecânico ou elétrico. Queimaduras provocadas por bisturis elétricos nem sempre são percebidas durante a cirurgia e, quando notadas na sala de recuperação, podem ser atribuídas a reações alérgicas causadas pelo gel usado entre eletrodos e pele. Casos mais "escandalosos", como explosões em salas cirúrgicas após faíscas em equipamentos, não têm sido mais registrados devido ao desuso de gases anestésicos inflamáveis, embora ainda possa haver explosões na presença de gases como oxigênio e óxido nitroso ou mesmo com o uso de agentes químicos para assepsia e limpeza.

Este trabalho discute requisitos de segurança elétrica para ambientes hospitalares a partir das informações disponíveis na literatura e de estudos realizados em hospitais nos últimos quatro anos, e apresenta em seu final um guia prático para instalações elétricas em ambientes hospitalares. É destinado principalmente a engenheiros responsáveis pela manutenção hospitalar sem informações atualizadas e sempre com dificuldades em justificar aos administradores a necessidade de melhoria nas instalações elétricas do hospital e da implantação de uma rotina adequada para especificação técnica de equipamentos, sua correta manutenção e necessidade de treinamento aos usuários.

No período inicial de pesquisa e levantamento de dados notou-se que mesmo entre engenheiros e demais profissionais da área há dúvidas conceituais importantes: por exemplo, um contato acidental entre um dos fios do secundário de transformador de separação (ou de isolamento) e o fio terra causa um curto? Quem tocar ao mesmo tempo um dos fios do secundário deste transformador e algum objeto aterrado leva um choque? Todos a princípio se convencem que não vai existir caminho para a corrente pois o circuito não vai se fechar, a menos talvez de pequenas capacitâncias entre condutores e a terra, todas com altas impedâncias limitando a passagem de corrente, mas na verdade a maioria dos profissionais não se arriscaria a qualquer contato, afinal nunca se sabe bem o que pode acontecer. Ou ainda, para conseguir baixa resistência de aterramento numa dada instalação, é considerado aceitável conectar o condutor neutro ao condutor de proteção no próprio local. Muitos fornecedores de equipamentos especificam valores arbitrários para a máxima resistência admissível de aterramento, como, por exemplo, $2\ \Omega$ para sistemas de informática ou 5 a $10\ \Omega$ para centrais telefônicas, sem que haja justificativas para a imposição destes valores. Para evitar surpresas durante o comissionamento, a

ligação entre neutro e terra “garante” baixa resistência de aterramento e “satisfaz” o inspetor do fabricante, já habituado a tolerar valores acima do especificado por não ter como justificá-los. É útil registrar que o código NFPA 99, de 1993, aceita $25\ \Omega$ como resistência de aterramento no secundário do transformador principal ao qual são ligados os condutores neutro e de proteção.

Estas e outras dúvidas conceituais e práticas representaram forte estímulo à realização deste trabalho. Idem a falta de informações e artigos em publicações especializadas, além da abordagem genérica do tema “instalações elétricas” sem um enfoque dirigido a instalações hospitalares, mesmo em boas publicações do início desta década (NBR 5410, 1990; COTRIM, 1993). Outro poderoso incentivo foi ainda a possibilidade de realizar estudos no interior de um hospital, com poucas restrições burocráticas ou funcionais.

O trabalho contém, após a apresentação das fontes consultadas e discussão da metodologia empregada, discussão sobre características de segurança e fatores de risco em instalações hospitalares com a conceituação de termos usados em normas, muitas vezes empregados de modo confuso na linguagem informal. A seguir discutem-se os efeitos causados pela passagem de corrente elétrica no corpo humano, assunto já bastante pesquisado e divulgado nas últimas décadas. Posteriormente, são discutidos em detalhe os esquemas de aterramento para instalações elétricas aceitáveis em hospitais e apresentados e discutidos os resultados de pesquisa realizada entre médicos sobre ocorrências causadas por problemas elétricos durante cirurgias. Finalmente, é proposto um guia prático para instalações elétricas em ambientes hospitalares. Este guia mostra um roteiro para que o profissional responsável pelas instalações e equipamentos do hospital possa avaliar as condições de segurança elétrica do local e tomar as medidas necessárias para de fato conseguir chegar a um ambiente seguro.

Sem dúvida, um dos primeiros trabalhos significativos nesta área foi a tese de mestrado publicada por Gewehr (GEWEHR, 1983). São feitas considerações sobre as exigências de várias normas e códigos sobre requisitos para equipamentos eletromédicos e instalações hospitalares, além de medições de parâmetros importantes da qualidade das instalações elétricas em dois hospitais. Na época, é bom lembrar, não havia normas brasileiras específicas para equipamentos eletromédicos e instalações hospitalares.

Cotrim (COTRIM, 1993) apresenta e discute detalhadamente os requisitos para sistemas elétricos em baixa tensão e tornou-se referência obrigatória nesta área. As normas brasileiras NBR 13534 e NBR IEC 601.1 editadas nestes últimos anos são dedicadas a equipamentos eletromédicos e instalações hospitalares e completam a norma geral NBR 5410. Ambas foram impostas aos hospitais pelas portarias já citadas, 2662 e 2663 de 22 de dezembro de 1995. A portaria 1884 do Ministério da Saúde de 11 de novembro de 1994 substitui a conhecida portaria 400 de 1977 e impõe critérios para a construção de estabelecimentos assistenciais de saúde.

A literatura internacional, principalmente a norte-americana (WEBSTER, 1992; WEAR & SIMMONS, 1986; CARR, 1992; ROTH, TELTSCHER, KANE, 1975; FEINBERG, 1986; GEDDES, 1995; BRONZINO, 1992), ainda constitui referência clássica e obrigatória para compreensão e avaliação da segurança elétrica em hospitais. Dentre as regulamentações norte-americanas deve ser citado o código sobre segurança em instalações, da National Fire Protection Association (NFPA, 1993), e o manual de segurança elétrica da Association for the Advancement of Medical Instrumentation (AAMI, 1996).

Para o estudo de aterramento, duas publicações norte-americanas (MORRISON & LEWIS, 1990; DENNY, 1983) merecem consulta, ao lado de uma grata surpresa (KUNDERMANN & CAMPAGNOLO, 1991) escrita por engenheiros brasileiros. Ainda

sobre aterramento, ou sobre sua ausência, uma publicação alemã (HOFHEINZ, 1993) sobre sistemas isolados, "Unearthed IT Systems", apresenta estudo bastante proveitoso sobre o uso do esquema IT em vários países e em suas diversas aplicações.

Dois artigos (WALLACE & GIANETTI, 1995; COIRO & AFIMIWALA, 1995) em publicação especializada trouxeram abordagens úteis ao estudo de descargas eletrostáticas e à alimentação de emergência para equipamento radiológico usado em salas de cateterismo cardíaco.

As planilhas desenvolvidas e usadas na pesquisa sobre problemas de natureza elétrica durante cirurgias serão discutidas detalhadamente.

Finalmente, para a utilização de bisturis elétricos e controle de interferências causadas por eles, manuais escritos por fabricantes (VALLEYLAB, 1989) devem ser estudados ao lado da norma específica (IEC 601.2-2, 1991).

As normas brasileiras (NBR 13534, 1995; NBR IEC 601.1, 1994; NBR 5410, 1990), se seguidas rigorosamente, permitem o projeto de equipamentos eletromédicos e instalações hospitalares mais seguros. Mas, considerando que nenhuma norma pode ser tão abrangente para prever todas as situações possíveis e propor as soluções mais adequadas, o discernimento e a competência dos responsáveis pelo projeto e execução de uma instalação continuam fundamentais. Além disso, outros aspectos de um programa de segurança ainda são necessários, como treinamento de usuários e manutenção de equipamentos e instalações.

A literatura citada discute normas e códigos de segurança e analisa causas de problemas e requisitos para eliminá-las. Cada autor transmite sua própria experiência e sempre pode ser questionada sua aplicação a outros ambientes e a países sujeitos a diferentes regulamentações.

Para se chegar ao guia foi adotada a seguinte metodologia:

- 1) identificação de parâmetros de natureza elétrica que afetem pacientes ou usuários;
- 2) estudo quantitativo destes parâmetros. A partir de experiências realizadas e relatadas na literatura é feita a avaliação dos limites máximos admissíveis para se garantir a segurança;
- 3) análise do que fazer para limitar efetivamente estes parâmetros. As informações das normas e literatura são discutidas e comentadas;
- 4) necessidade de discussão com profissionais da área de saúde, no caso médicos anesthesiologists. Será visto posteriormente o motivo desta escolha. Neste ponto, decidiu-se o que seria discutido com os médicos. Supostamente eles não precisam conhecer detalhes da instalação elétrica de seu ambiente de trabalho e nem conhecer princípios de funcionamento dos equipamentos usados, embora alguns profissionais acabem se interessando e tenham aprendido muito a respeito. A regra geral, entretanto, é que o médico deve conhecer “tudo” sobre os procedimentos clínicos ou cirúrgicos e sobre a operação do equipamento, esta às vezes assimilada pelas explicações de vendedores, pela observação do trabalho de colegas ou pela sua própria experiência.

Portanto, a abordagem do problema foi feita através de questionários onde o profissional era convidado a anotar quaisquer ocorrências anormais durante os procedimentos médicos, no caso procedimentos cirúrgicos, associadas a problemas elétricos. Para não permitir divagações, foram considerados os problemas mais comuns e mais danosos: interferência em equipamentos causadas por outros equipamentos, pela rede elétrica ou por outros motivos externos; choque elétrico no paciente ou na equipe médica; queimaduras; falta de energia.

O objetivo foi coletar informações sobre efeitos que só poderiam ser conhecidos por quem estivesse no local durante o procedimento. Portanto, algumas causas óbvias e facilmente detectáveis de diversos problemas, como falta de tomadas, falta de aterramento, tomadas com má fixação, nível de iluminação inadequado, por exemplo, não foram colocadas no questionário sendo entretanto objeto de estudo em outras oportunidades, geralmente no intervalo entre cirurgias.

Os dados foram levantados em um hospital de Campinas, de médio porte (100 leitos) e considerado de bom padrão pela coletividade. Outras informações que complementaram este estudo foram obtidas em outro hospital em Campinas, de grande porte (400 leitos) e considerado de referência. Não se pretende que o primeiro hospital seja representativo de todas as demais instituições brasileiras, mas sim propor uma maneira de se quantificar os riscos à segurança elétrica a pacientes e usuários, além de apresentar alternativas para a correção de problemas que possam ser executadas em hospitais já existentes.

2) A SEGURANÇA EM AMBIENTES HOSPITALARES

Durante muito tempo considerou-se que a segurança no ambiente de trabalho era antes de tudo responsabilidade única do trabalhador. Cada um deveria aceitar os riscos inerentes à sua profissão e usar os dispositivos de proteção e as técnicas mais seguras de acordo com o seu próprio julgamento. Com o passar dos anos, os custos crescentes das apólices de seguro levaram a estudos mais cuidadosos sobre causas e prevenção de acidentes, pois atos inseguros respondiam por até 85% dos danos físicos (WEAR & SIMMONS, 1986). Foi aceito que empregados deveriam aprender e ser treinados em técnicas de trabalho seguro e, mais importante, deveriam ser convencidos e motivados a usá-las.

No caso específico do ambiente hospitalar, entende-se que o paciente tem participação passiva em todo o processo de exame, diagnóstico e tratamento. Não opina e não tem qualquer controle sobre os equipamentos, sobre as condições do hospital ou sobre a competência e treinamento da equipe a cuidar dele, estando às vezes inconsciente e sem poder responder a estímulos ou transmitir suas sensações. A segurança do ambiente hospitalar é particularmente crítica ao bem-estar do paciente, pois além deste papel passivo pode-se ainda destacar:

- 1) o paciente já está normalmente frágil e debilitado, portanto com menor capacidade de reação e recuperação a situações de risco;
- 2) muitos procedimentos médicos são invasivos, ou seja, o paciente não conta com a proteção oferecida pela camada externa da epiderme. Considera-se que, nestes casos, a resistência elétrica do corpo oferecida à passagem da corrente cai pelo menos 2 a 3 vezes, ficando próxima de $500\ \Omega$;
- 3) o coração é muito mais sensível à passagem de corrente elétrica que outros órgãos: valores pequenos de corrente que podem, quando muito, causar desconforto

ou passam até despercebidos em outras partes do corpo podem ser suficientes para provocar fibrilação ventricular, irreversível espontaneamente, e levar o paciente à morte em poucos minutos pelo colapso de sua atividade cardíaca;

4) os equipamentos eletromédicos podem ser usados para suporte temporário ou contínuo das funções vitais do corpo. Sua falha, ou falha da alimentação elétrica, pode levar à morte ou à incapacitação do paciente;

5) alguns produtos para assepsia ou limpeza podem inflamar-se ao contato com oxigênio ou óxido nitroso usado em Centros Cirúrgicos;

6) equipamentos para diagnóstico e controle, como monitores cardíacos e eletroencefalógrafos (EEG), são bastante sensíveis a interferências causadas pela rede elétrica ou por outros equipamentos elétricos.

Existem normas que definem requisitos básicos de segurança para os equipamentos eletromédicos (NBR IEC 601.1), mas sua obediência não garante por si só a segurança a pacientes e usuários, pois não adianta usar um equipamento bem projetado e construído em um local com instalações elétricas deficientes ou inadequadas a um dado procedimento médico. Tampouco tudo isto será de grande valia se o usuário não estiver familiarizado com a operação do equipamento ou se sua manutenção não for (bem) feita.

Portanto considera-se “segurança elétrica” como o conjunto de medidas destinadas a reduzir ao máximo o risco de acidentes ou danos a pacientes e usuários dentro do ambiente hospitalar e que podem ser implementadas e seguidas.

É oportuno rever alguns conceitos e definições que aparecerão freqüentemente nesta dissertação. Para maiores detalhes ver NBR 13534 (1995); NBR IEC 601.1 (1994); NBR 5410 (1990); COTRIM (1993); GEWEHR (1983).

- **macrochoque:** é o choque devido a contatos externos ao corpo, com a pele do paciente intacta;
- **microchoque:** é o choque causado por contatos internos ao corpo, através de catéteres ou eletrodos, aplicados ao coração ou próximos a ele. Como a resistência do paciente é menor sem a proteção da pele, uma pequena diferença de potencial pode ser suficiente para provocar danos;
- **equipamento eletromédico:** é o equipamento elétrico com não mais que uma conexão à fonte de alimentação e destinado a diagnosticar, tratar ou monitorar o paciente sob supervisão médica e que faz com o paciente contato físico ou elétrico e transfere energia para o paciente ou dele para o equipamento e detecta esta energia transferida para o paciente ou dele para o equipamento;
- **contato direto:** é o contato de pessoas com partes sob tensão;
- **contato indireto:** é o contato de pessoas com massas que ficaram sob tensão devido a uma falha de isolamento;
- **proteção contra contatos diretos:** as pessoas devem ser protegidas contra os perigos que possam resultar de um contato com partes energizadas da instalação,
 - a) por meio de medidas impedindo uma corrente de atravessar o corpo, ou
 - b) por limitação da corrente que possa atravessar o corpo a uma intensidade inferior à da corrente de choque, que é a corrente capaz de produzir, ao passar pelo corpo, o efeito fisiológico chamado de choque elétrico;
- **proteção contra contatos indiretos:** as pessoas devem ser protegidas contra os perigos que possam resultar de um contato com massas colocadas acidentalmente sob tensão. Além das medidas citadas no item anterior, é prevista também a proteção por seccionamento automático ao ocorrer uma falta capaz de causar, em

caso de contato com partes condutivas expostas, a passagem através do corpo de uma corrente de intensidade igual ou superior à da corrente de choque;

- **tensão de contato:** é a tensão que pode aparecer acidentalmente durante a ocorrência de falha de isolamento entre duas partes acessíveis simultaneamente (só aparece como proteção contra contatos indiretos);

- **tensão de falta:** é a tensão que pode aparecer acidentalmente durante a ocorrência de falha de isolamento entre duas partes acessíveis simultaneamente, sendo uma delas a própria terra. Portanto, a tensão de falta é sempre igual ou superior à tensão de contato, pois nesta última deve ser considerada a resistência de aterramento das partes acessíveis;

- **curto circuito:** é uma ligação intencional ou acidental entre dois ou mais pontos de um circuito através de impedância desprezível;

- **falta:** é o contato ou arco acidental entre partes sob potenciais diferentes, ou de uma ou mais dessas partes à terra num sistema ou equipamento energizado. As faltas são sempre causadas por falha de isolamento entre as partes. Se a impedância entre elas for desprezível, tem-se a falta direta. Se a terra estiver envolvida, tem-se a falta à terra. Um curto circuito acidental entre pontos sob potenciais diferentes é um exemplo de falta direta;

- **parte aplicada:** é o conjunto de todas as partes do equipamento, incluindo o cabo ligado ao paciente, que estabelece um contato intencional com o paciente;

- **parte isolada tipo F (flutuante):** é a parte aplicada isolada de todas as outras partes do equipamento tal que não seja ultrapassado o valor admissível da corrente de fuga pelo paciente (ver definição a seguir), em condição de primeira falta, quando se aplica 1,1 vezes a maior tensão nominal da rede entre a parte aplicada e a terra;

- **corrente de fuga através do paciente:** é a corrente de fuga que flui da parte aplicada através do paciente para terra, ou ainda passando do paciente para terra através de uma parte aplicada isolada tipo F devido ao aparecimento indesejado no paciente de uma tensão externa;
- **corrente de fuga à 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;
- **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 ligação externa que não o condutor de aterramento;
- **partes sob tensão:** partes que ficam sob tensão em operação normal. Incluem o condutor neutro e excluem o condutor de aterramento;
- **local do Grupo 0:** recinto no qual não são utilizadas partes aplicadas de equipamentos eletromédicos alimentados pela rede;
- **local do Grupo 1:** recinto no qual se prevê o uso de equipamentos eletromédicos, mas não para aplicação cardíaca direta;
- **local do Grupo 2:** recinto no qual se prevê o uso de equipamentos eletromédicos destinados à aplicação cardíaca direta;
- **equipamento tipo B:** é o equipamento eletromédico que proporciona um grau de proteção contra choque elétrico, principalmente quanto à corrente de fuga admissível e confiabilidade do condutor de proteção;
- **equipamento tipo BF:** é o equipamento eletromédico tipo B com a parte aplicada tipo F;
- **equipamento tipo CF:** é o equipamento eletromédico com grau de proteção contra choque maior que o do tipo BF e com a parte aplicada tipo F;

- **equipamento classe I:** é o equipamento com isolamento básica e condutor de proteção ou de aterramento tal que as partes acessíveis ao paciente não fiquem sob tensão em caso de falha da isolamento básica;
- **equipamento classe II:** é aquele que além da isolamento básica possui isolamento dupla ou isolamento reforçada dispensando o condutor de proteção. Pode entretanto haver conexão à terra por motivos funcionais, não para proteção contra choque.

3) NÍVEIS DE SEGURANÇA NO USO DA ELETRICIDADE

Desde o início do aproveitamento da energia elétrica, há mais de cem anos, têm sido observados e estudados os efeitos causados pela passagem da corrente elétrica no corpo humano. Embora pareça óbvio, o choque elétrico só ocorre quando a pessoa torna-se parte de um circuito elétrico completando o percurso da corrente, ou seja, a corrente entra por um ponto do corpo e sai por outro. A literatura (WEBSTER, 1992; WEAR & SIMMONS, 1986; GEWEHR, 1983; CARR, 1992; ROTH *et al.*, 1975; FEINBERG, 1986; GEDDES, 1995; BRONZINO, 1992; KUNDERMANN & CAMPAGNOLO, 1991; HOFHEINZ, 1993) cita diversas pesquisas feitas em animais e em voluntários submetidos à passagem de corrente por seus corpos em tentativas de se definir ou encontrar quais limites de corrente produzem determinados efeitos fisiológicos e em quais condições.

Os efeitos conhecidos são:

- 1) energia dissipada em forma de calor produzindo queimaduras nos tecidos;
- 2) estímulo de tecidos excitáveis (nervos e músculos) causando a sensação de formigamento e contrações musculares;
- 3) fibrilação ventricular, que pode ser considerada um caso particular do item anterior e consiste na contração desordenada e irregular das fibras ventriculares do coração causada por estímulo externo, seja elétrico ou mecânico. Na verdade, sabe-se que o estímulo dos neurônios motores produz contrações musculares. O coração é particularmente sensível a este tipo de estímulo, causando a contração do miocárdio e a parada dos batimentos sob correntes mais elevadas. Com a remoção da corrente, o coração pode voltar espontaneamente a funcionar. Entretanto, alguns valores de densidade de corrente no coração provocam fibrilação quando o estímulo ocorre no período vulnerável, isto é, na parte final da onda T. A fibrilação não é

revertida espontaneamente e torna-se necessária a aplicação de drogas ou de uma descarga elétrica de alta corrente no paciente por um equipamento chamado desfibrilador.

Não é o objetivo deste trabalho repetir as conclusões mais aceitas, já bastante estudadas e descritas na literatura, sobre as faixas de corrente elétrica que provocam este ou aquele efeito num dado número de pessoas. É importante, isto sim, entender que as conseqüências da passagem de corrente vão depender de vários fatores, quase sempre sem vínculo entre si e na maioria dos casos sem possibilidade de controle por parte do paciente ou da equipe médica.

Os fatores são:

- a) tensão aplicada ao corpo;
- b) resistividade elétrica do corpo;
- c) frequência da corrente;
- d) densidade da corrente;
- e) tempo de aplicação da corrente;
- f) percurso da corrente pelo corpo;
- g) peso e constituição física do paciente;
- h) condições de saúde do paciente.

Na impossibilidade de saber antes ou durante o choque qual será o comportamento ou a variação destes parâmetros, as normas de segurança e a experiência acumulada após inúmeras ocorrências indicam que alguns valores não podem ser ultrapassados para que não ocorram danos ao paciente. Estes limites são:

- **10 μA** para aplicação invasiva de corrente, ou seja, para corrente elétrica aplicada diretamente ao coração através de um catéter ou qualquer objeto condutor de corrente nas câmaras do coração, sem quaisquer faltas no sistema ou nos

equipamentos (microchoque). Considera-se que acima de $10\ \mu\text{A}$ o paciente **pode** estar sujeito à fibrilação ventricular, mesmo que este limite seja conservador demais a julgar por experimentos feitos em cães (WEBSTER, 1992; CARR, 1992; GEDDES, 1995). Com o valor geralmente aceito de $500\ \Omega$ como resistência elétrica do paciente para procedimentos invasivos, conclui-se que a tensão máxima admissível entre a parte energizada e o corpo do paciente, que pode ter contato com objetos aterrados durante tais procedimentos é $5\ \text{mV}$. Será visto a seguir porque este valor hipotético não é exeqüível.

- para procedimentos não invasivos, a norma NBR IEC 601.1 exige que a corrente de fuga através do paciente (corrente que circula da parte aplicada à terra passando pelo paciente) produzida por um equipamento ligado a ele ou ao seu alcance seja inferior a **$100\ \mu\text{A}$** , também em condições normais de operação do sistema e dos equipamentos.

Em condições de falha elétrica do equipamento ("condição de primeira falta") os limites de corrente são maiores, $50\ \mu\text{A}$ para procedimentos invasivos, sempre com equipamentos tipo CF, e $500\ \mu\text{A}$ para procedimentos não invasivos, executados com equipamentos tipo B ou BF. Isto não significa que correntes cinco vezes superiores ao limite para operação normal sejam inofensivas, mas sim que a probabilidade de ocorrer uma falta é pequena (10% conforme estudo da norma IEC 601.1) e portanto a probabilidade final de haver fibrilação ventricular se mantém.

Sempre consideram-se correntes a freqüências industriais (50 ou 60 Hz), pois a sensibilidade do ser humano à corrente elétrica é máxima exatamente nesta faixa, conforme estudos (WEBSTER, 1992; GEDDES, 1995) mostrando a corrente em que ocorre o limiar da perda do controle motor ("let-go current") em voluntários.

Mesmo que o equipamento não esteja ligado ao paciente deve ser também considerada a corrente de fuga pela carcaça, isto é, a corrente que flui da carcaça para terra através de qualquer ligação externa, mas não pelo condutor de proteção, em equipamentos tipo B, BF ou CF. Seus valores limites são 100 μA em condições normais e 500 μA em condição de primeira falta.

Finalmente pode-se considerar a corrente de fuga para terra, que é a corrente que flui da parte energizada à terra pelo condutor de proteção, também para qualquer equipamento. Seus limites são 500 μA em condições normais e 1000 μA em condição de primeira falta. Este valor de 500 μA é igual ao da corrente de fuga pela carcaça em condição de primeira falta, pois se houver ruptura do condutor de proteção ou ausência de um terra adequado toda a corrente de fuga normal poderá fluir através de qualquer ligação externa que pode ser o próprio paciente.

Estes valores têm importância direta para o projeto e a construção dos equipamentos médicos e foram fixados pela norma NBR IEC 601.1, a partir das pesquisas e estudos realizados sobre os efeitos da densidade de corrente no coração de um paciente exposto a choque elétrico e da probabilidade de que estas densidades de corrente causem fibrilação quando ocorrer a primeira falta em equipamentos para aplicação direta ao coração. Por segurança, a corrente de fuga ao paciente deve ser tal que esta probabilidade seja igual à probabilidade de fibrilação por estímulo somente mecânico.

A norma NBR 13534 admite 50 μA como máxima corrente para a condição de primeira falta em aplicações diretas ao coração com a resistência do paciente igual a 1 $\text{k}\Omega$. Portanto, a máxima diferença de potencial entre partes energizadas do equipamento que possam entrar em contato com o paciente e a terra é 50 mV, em qualquer local onde é usado equipamento médico para procedimentos intracardíacos

(Grupo 2 da referida norma). Estes procedimentos incluem a colocação de marcapassos, monitoração cardíaca por eletrodos implantáveis ou a colocação de catéteres com fluidos condutivos. Como comparação, vale citar que o código americano NFPA 99 em seu artigo 517 (Instalações para cuidados da saúde), só admite até 40 mV para áreas críticas (procedimentos intracardíacos) já construídas e 500 mV para áreas de uso normal. Em construções novas o código exige valores abaixo de 20 mV para áreas críticas.

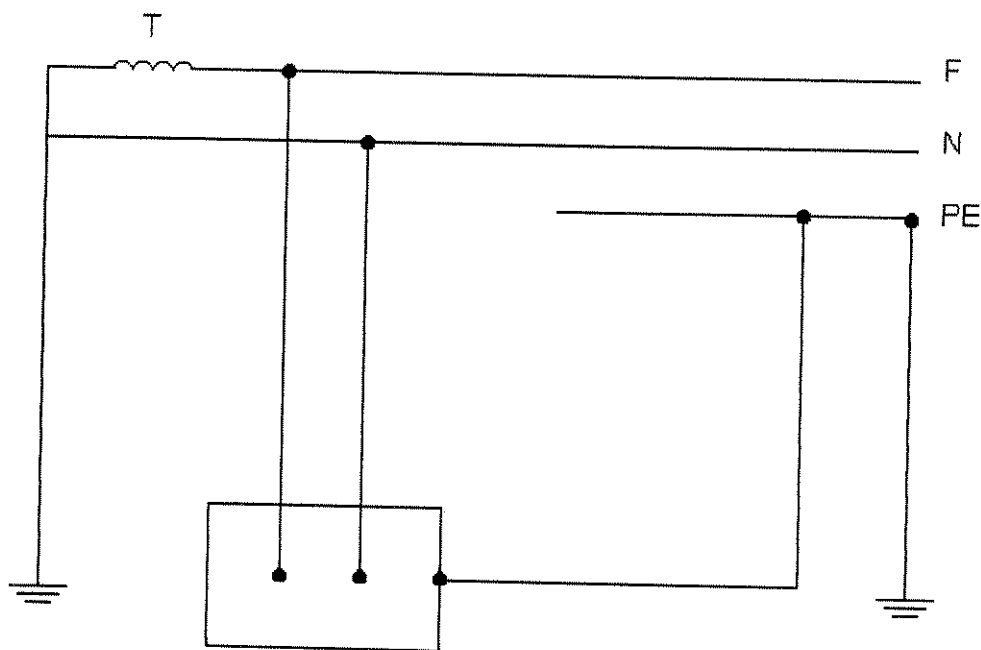
Deve-se entender que estes limites não são necessariamente absolutos. Basta lembrar que o limite de 500 μA para a corrente de fuga pela carcaça fixado pela NBR IEC 601.1 é cinco vezes superior, portanto menos rigoroso, ao limite (100 μA) do código americano NFPA 99 para esta corrente. Idem para a corrente de fuga através do paciente, com valores máximos de 10 μA para os códigos americanos e 50 μA para as normas brasileiras. A tendência (WEBSTER, 1992; BRONZINO, 1992; AAMI, 1996) é que as normas e códigos americanos adotem os valores da IEC 601.1 que foi traduzida, adaptada e transformada na norma brasileira NBR IEC 601.1.

Num projeto de construção ou de reforma de instalações elétricas em estabelecimentos de saúde não basta somente seguir as normas e códigos de segurança, pois tais publicações não podem prever todas as situações de risco e, ainda, os equipamentos podem apresentar problemas e a atuação dos profissionais da equipe médica é sujeita a falhas que podem ser minimizadas por treinamento e reciclagens periódicas. Para se conseguir a visão abrangente do que pode representar riscos à segurança de pacientes e equipe, são necessárias ao engenheiro compreensão e aplicação adequada dos fundamentos de eletricidade para prevenir e limitar os efeitos do choque.

4) ESQUEMAS DE ATERRAMENTO EM SISTEMAS DE DISTRIBUIÇÃO DE ENERGIA ELÉTRICA EM BAIXA TENSÃO

Em hospitais, os esquemas de aterramento aceitáveis pela norma NBR 13534 são **TT**, **TN-S** e **IT médico**. Outros esquemas de aterramento descritos pela norma 5410, especificamente **TN-C** e **TN-C-S**, não são permitidos para uso em hospitais.

Resumidamente (COTRIM, 1993), no esquema **TT** existe um ponto da alimentação diretamente aterrado, com as massas da instalação ligadas por um condutor de proteção a um outro eletrodo de aterramento independente do eletrodo de aterramento da alimentação, conforme figura 1:



F: condutor de fase

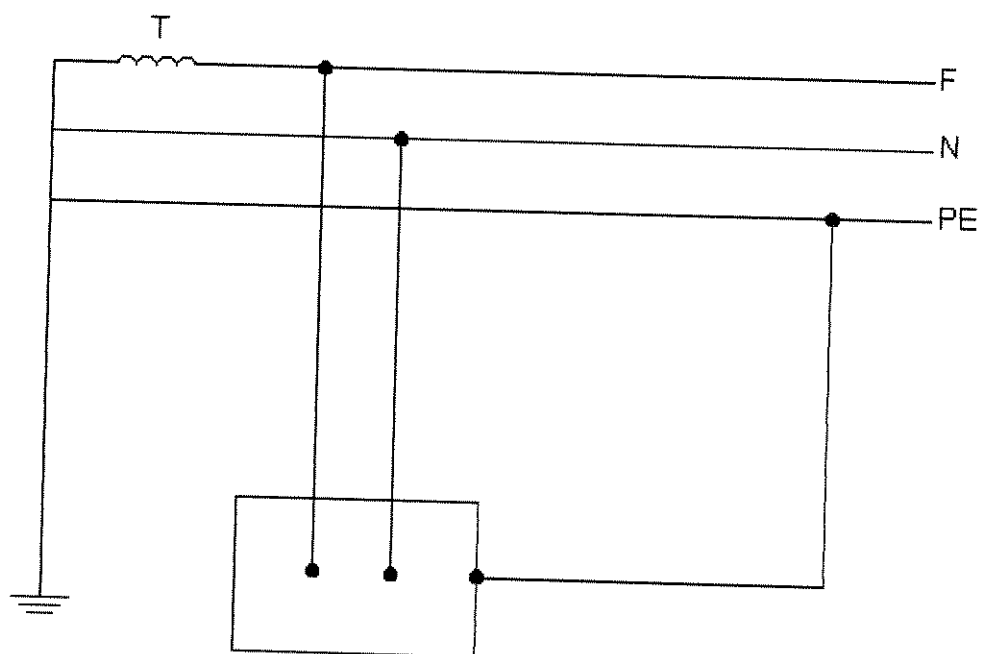
PE: condutor de proteção

N: condutor neutro

T: transformador rebaixador

Figura 1 - esquema TT

No esquema TN também existe um ponto da alimentação diretamente aterrado, sendo entretanto as massas da instalação ligadas a este mesmo ponto através de condutores de proteção. Este esquema é subdividido em esquema TN-S (figura 2), quando as funções de neutro e de proteção forem asseguradas por condutores distintos, N e PE, e em esquema TN-C (figura 3), quando as funções forem asseguradas pelo mesmo condutor, PEN. A norma 5410 considera ainda o esquema TN-C-S, na verdade uma variação do TN-C, onde as massas são interligadas por um outro condutor, por sua vez ligado ao condutor PEN.



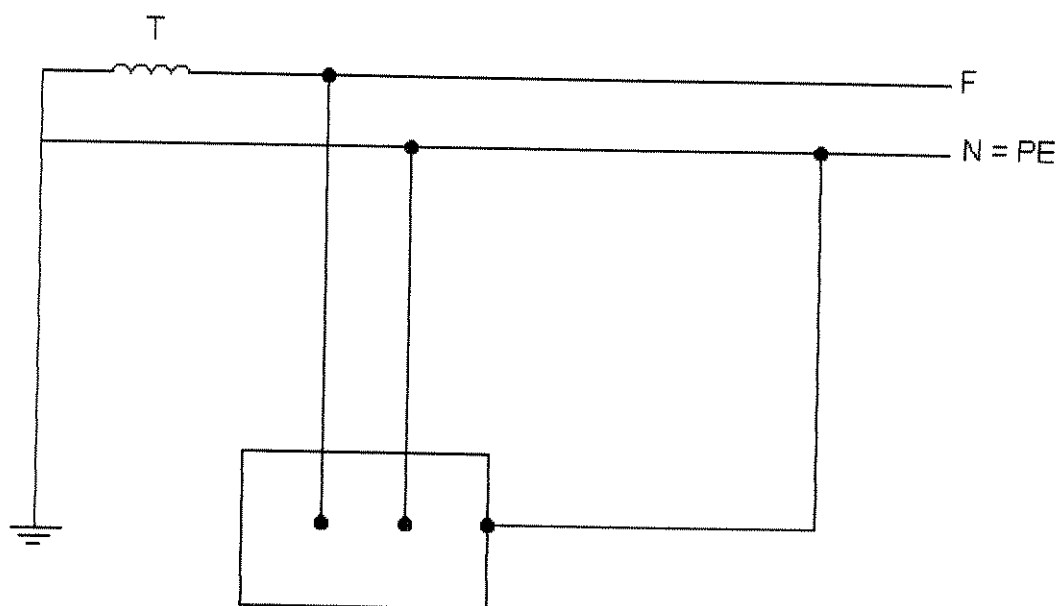
F: condutor de fase

PE: condutor de proteção

N: condutor neutro

T: transformador rebaixador

Figura 2 - esquema TN-S



F: condutor de fase

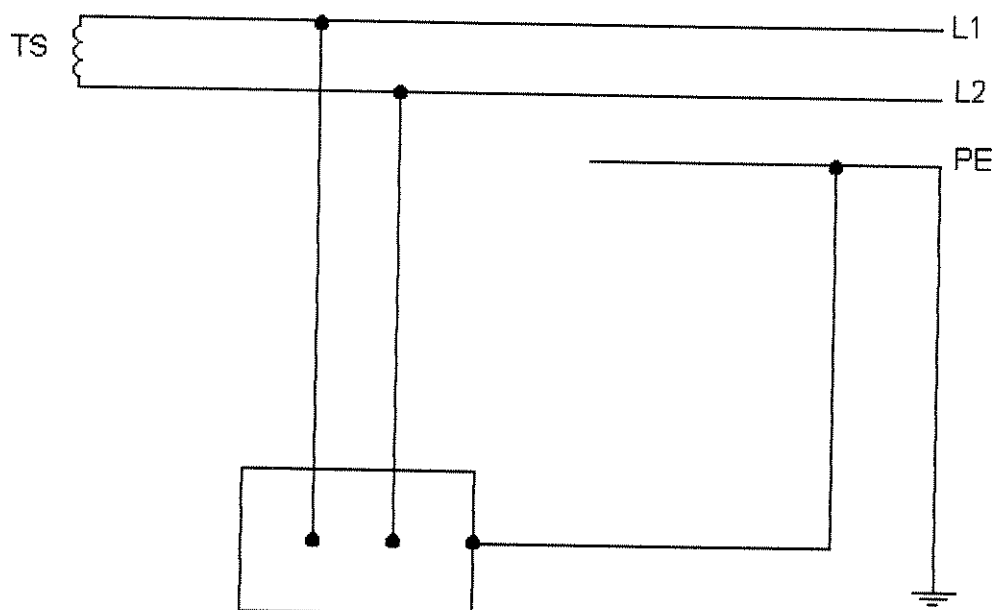
N e PE: condutor neutro e de proteção

T: transformador rebaixador

Figura 3 - esquema TN-C

Por fim, no esquema IT médico, não há nenhum ponto da alimentação diretamente aterrado: ela é totalmente isolada da terra ou então aterrada através de impedância de valor elevado. As massas são ligadas à terra por meio de eletrodo próprio. Este esquema originou-se do conceito de separação elétrica, com o objetivo de oferecer proteção ao usuário contra choque elétrico. Um transformador de pequena ou média potência era inserido no circuito alimentando poucas cargas, às vezes uma só. O comprimento do circuito era limitado para se evitar acoplamentos capacitivos à terra, e a preocupação em garantir a ausência de um percurso para qualquer corrente de falta era tanta que as próprias massas não deveriam ser aterradas, no máximo

seriam interligadas para se manter a equipotencialidade entre elas. No caso de hospitais, a garantia da continuidade da alimentação e a limitação da corrente pelo paciente em caso de falta, são também itens críticos, e portanto o conceito de separação elétrica evoluiu para o esquema IT médico. Ver figura 4:



L1 e L2: condutores de fase

PE: condutor de proteção

TS: transformador de separação

Figura 4 - esquema IT médico

Nota-se que os três esquemas aceitos, TT, TN-S e IT médico, têm em comum a necessidade de aterramento das massas, sendo que a norma NBR 5410 define dois tipos de aterramento: de proteção e funcional. Suas finalidades são:

- **aterramento de proteção:** limitar a diferença de potencial entre massas, entre massas e elementos condutores estranhos à instalação, e entre ambos e a terra, a um valor seguro sob condições normais ou anormais de funcionamento, e deste modo proporcionar às correntes de falta à terra um caminho de retorno de baixa impedância.

- **aterramento funcional:** definir e estabilizar a tensão da instalação à terra durante o funcionamento e também limitar sobretensões devidas a manobras, descargas atmosféricas e a contatos acidentais com linhas de tensão mais elevada. Um bom aterramento funcional vai conseqüentemente limitar ruídos e interferências elétricas.

É sabido que para evitar choques elétricos é necessário:

1. isolar eletricamente por completo o paciente e separá-lo de quaisquer objetos aterrados, ou então,
2. manter todas as superfícies condutivas ao seu alcance a **valores seguros de diferença de potencial e evitando que ele faça parte de um circuito por onde circule corrente capaz de provocar danos.**

Com aterramento e proteção adequados, o aumento de tensão na carcaça dos equipamentos em relação a outros dispositivos aterrados fica limitado, podendo-se garantir o seccionamento do circuito num tempo adequado à segurança do paciente.

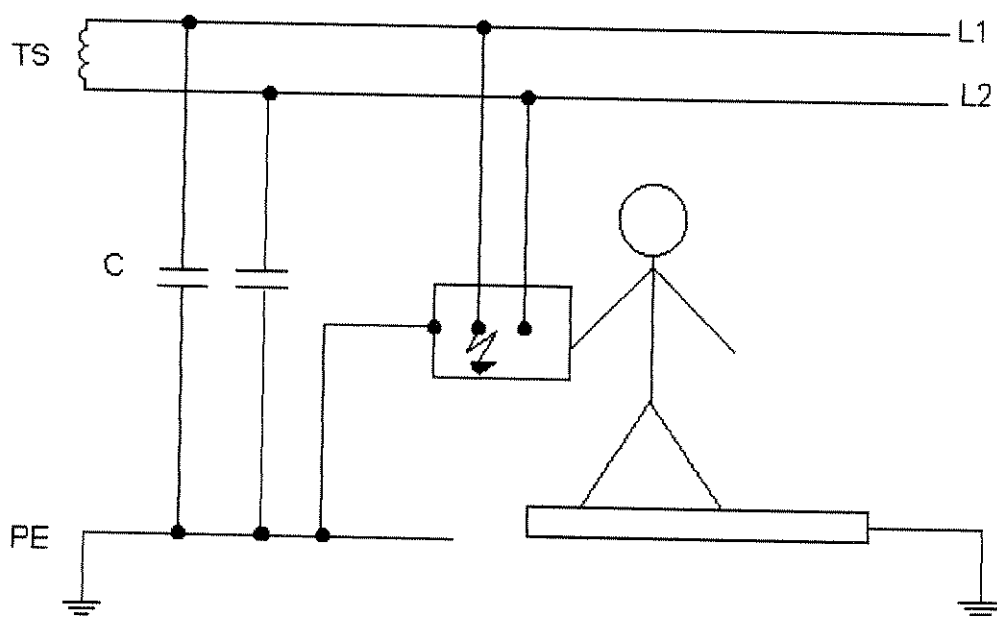
Quando se pensa em segurança e proteção, um dos objetivos principais do aterramento é impor ao sistema um caminho de baixa impedância para correntes em caso de faltas elétricas (MORRISON & LEWIS, 1990; DENNY, 1983). Estas correntes são altas o suficiente para acionar dispositivos de proteção para seccionamento do circuito (fusíveis ou disjuntores, no caso de proteção contra sobrecorrentes). Outro recurso para proteção que envolve seccionamento do circuito

é o dispositivo a corrente diferencial-residual, DR, que detecta diferenças de corrente entre os condutores de fase e neutro.

As características mais importantes dos esquemas de aterramento são:

- **Esquema IT médico:** é conseguido pelo uso de um transformador de separação (ou de isolamento) sem o aterramento de qualquer condutor vivo. Assim, consegue-se proteção contra choques, pois o contato acidental do condutor com a carcaça do equipamento ou com a terra não produz circulação de corrente uma vez que o circuito não se completa. Na realidade, sempre há pequenas capacitâncias entre condutores do secundário, entre condutores e terra e entre primário e secundário e, portanto, sempre haverá caminhos para circulação de corrente. Caso exista um curto circuito fase-terra, a corrente será limitada pelas capacitâncias entre o sistema isolado e a terra. Tais capacitâncias, que dependem das características construtivas do transformador, de sua potência, das condições gerais da instalação elétrica e das cargas ligadas ao secundário, permitem a circulação de uma corrente normalmente inferior a 2,5 mA para tensão nominal de 127 V. Essa corrente pode induzir a fibrilação em paciente sujeito a procedimentos invasivos, embora não seja grande o suficiente para provocar sérios danos em caso de macrochoque ou para acionar dispositivos de proteção que seccionem o circuito. Portanto, as massas ligadas ao secundário devem ser aterradas para que o paciente não faça parte do circuito elétrico oferecendo caminho preferencial à terra. As vantagens e limitações do esquema IT médico podem ser melhor acompanhadas pelo exemplo de um transformador de separação alimentando um equipamento eletromédico: em equipamentos de boa qualidade, disponíveis comercialmente, as capacitâncias entre primário e secundário do transformador são normalmente desprezíveis e assim importam somente as capacitâncias entre condutores do secundário e terra. Um

valor típico para um transformador novo e de boa qualidade fica por volta de 5,5 nF, o que equivale a uma impedância de 500 k Ω a 60 Hz entre cada fase e a terra. Significa então que, para uma tensão de 127 V e um curto entre uma das fases e a terra, a corrente será de aproximadamente 0,25 mA. Com o circuito fechado à terra diretamente pelo paciente, sua resistência soma-se vetorialmente à impedância de 500 k Ω e a corrente passando por ele será praticamente a mesma do curto. Como a corrente de 0,25 mA pode ser fatal se passar pelo coração, é fundamental que o condutor de proteção esteja íntegro para oferecer um caminho preferencial à terra. Assim, a maior parte da corrente circulará por este condutor, na razão inversa das resistências de aterramento e do paciente. Ver a figura 5 abaixo:



L1 e L2: condutores de fase

C: impedâncias capacitivas à terra

PE: condutor de proteção

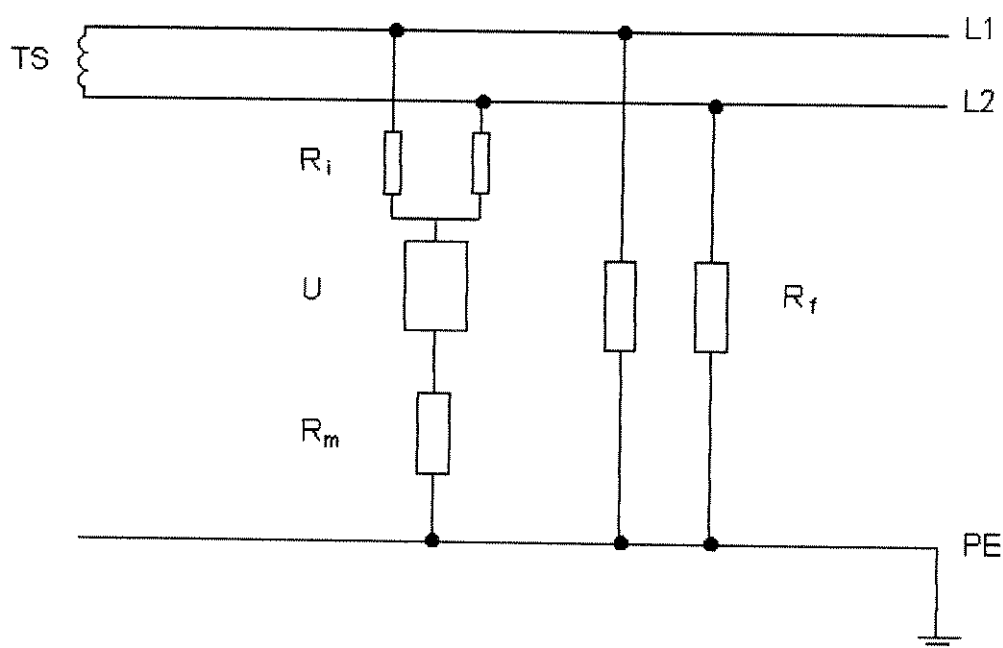
TS: transformador de separação

Figura 5: proteção contra contato indireto em caso de curto fase-massa

A norma NBR 13534 admite que a resistência mínima de isolamento possa ser $50\text{ k}\Omega$ ao invés do valor de $500\text{ k}\Omega$ mostrado no exemplo, portanto a corrente quando ocorrer a primeira falta pode chegar a $2,5\text{ mA}$. Se as massas não estiverem aterradas, toda esta corrente passa pelo paciente. Para limitar seu valor a $50\text{ }\mu\text{A}$ (NBR 13534) é necessário que a resistência de aterramento seja inferior a $20\text{ }\Omega$ e que existam ligações equipotenciais entre **todas** as superfícies metálicas de equipamentos, elétricos ou não, em contato ou ao alcance do paciente e equipe médica, inclusive a cúpula da luminária cirúrgica. As resistências ôhmicas dos condutores ligando o ponto de aterramento do paciente ao ponto de aterramento de referência devem ser as menores possíveis ($0,2\text{ }\Omega$), incluindo suas conexões. Para instalações já existentes onde o esquema original de aterramento seja TN-S e estas ligações equipotenciais portanto levadas ao condutor principal de proteção, a resistência de aterramento deve ser cuidadosamente controlada. Se seu valor puder exceder o limite efetivamente necessário, é preciso criar um aterramento independente só para este sistema isolado.

A principal vantagem do esquema IT está na garantia de continuidade de fornecimento de energia quando da primeira falta, pois a limitação da corrente em $2,5\text{ mA}$ à tensão de 127 V é insuficiente para que dispositivos de proteção contra sobrecorrente desarmem o circuito. Havendo uma segunda falta, em outro equipamento ligado àquele circuito, o sistema torna-se comparável a qualquer outro aterrado por eletrodo independente da alimentação (esquema TT), devendo seu seccionamento ser garantido pelos dispositivos usuais de proteção contra sobrecorrente. Para se ter a garantia que só haja uma única falta, a primeira, usa-se um dispositivo supervisor de isolamento do sistema (DSI) para medir a resistência

ôhmica entre condutores energizados e a terra, e portanto indicar quando seu valor for baixo o suficiente para permitir corrente de falta de 2,5 mA. Esta é a corrente que circularia no circuito se houvesse um curto entre um condutor energizado e a terra ou a massa aterrada, pois a norma NBR 13534 limita em 50 k Ω a mínima resistência de isolamento permissível do sistema. Para limitar as impedâncias capacitivas internas a valores aceitáveis, torna-se difícil a construção de transformadores de isolamento com potência superior a 3 ou 5 kVA, sendo portanto raro o uso de uma só unidade para alimentar toda uma UTI ou todo um Centro Cirúrgico. Ver o esquema do DSI à figura 6:



L1 e L2 : condutores de fase

R_i : resistências internas do DSI

R_f : resistências do isolamento à terra

PE : condutor de proteção

U : gerador de tensão

R_m : resistência de medição

Figura 6: esquema do DSI

O Dispositivo Supervisor de Isolamento (DSI) mede a resistência de isolamento do sistema pela injeção de corrente contínua entre condutores energizados e a terra, medindo a queda de tensão numa resistência interna ao dispositivo chamada resistência de medição. Como ela é constante, a única variável é a resistência de isolamento. Pela norma NBR 13534, a tensão e a corrente de medição devem limitar-se a 25 Vcc e 1mA respectivamente. Este procedimento corresponde ao conceito europeu de supervisão, adotado no Brasil.

Entre americanos e canadenses prefere-se controlar a impedância de fuga com o LIM ("Line Isolation Monitor"), incluindo-se portanto as capacitâncias, através da injeção de corrente alternada com frequência diferente daquela de operação do sistema (FEINBERG, 1986; HOFHEINZ, 1993), o que ocorre nos chamados monitores de terceira geração. Esta diferença de conceitos não se restringe somente ao processo de medição: significa que medindo-se a resistência de isolamento, como se faz no Brasil, garante-se a continuidade da alimentação em caso de primeira falta, pois o dispositivo dará alarme acústico e visual sem seccionar o circuito. Medindo-se a impedância, como se faz nos Estados Unidos e Canadá, controla-se a corrente de falta. A filosofia implícita na norma brasileira é coerente com esta diferença de métodos e resultados, pois seu objetivo é exatamente garantir que em caso de um primeiro curto o sistema se mantenha energizado e sem interrupção de energia a equipamentos vitais ao paciente. Nos Estados Unidos e Canadá a preocupação com o uso do sistema IT era evitar centelhas na presença de gases inflamáveis, daí a necessidade da limitação da corrente de falta (HOFHEINZ, 1993). A garantia de continuidade da alimentação elétrica vem em segundo lugar.

Se for usado o monitor para controle da impedância de isolamento (LIM) conforme prática americana, o usuário e o engenheiro precisam saber (FEINBERG, 1986) que:

1) Os monitores estáticos, de primeira geração, não percebem faltas balanceadas à terra, isto é, não percebem quando há faltas iguais à terra nos dois condutores do secundário do transformador de isolamento.

2) Os monitores dinâmicos, também chamados de monitores de segunda geração, são chaveados mecanicamente de 2 a 37 vezes por segundo para a leitura das impedâncias entre cada condutor e a terra. Isto provoca interferências em monitores cardíacos e EEG, pois os monitores cardíacos normalmente usam filtros que só permitem a entrada de sinais entre 0,5 e 40 Hz.

Tradicionalmente, nos Estados Unidos e Canadá usam-se transformadores de separação em ambientes que podem ficar rotineiramente molhados, onde há anestésicos inflamáveis (não há faiscamento existindo baixa corrente de falta e pequena diferença de potencial entre superfícies condutivas e terra), quando são realizados procedimentos invasivos que não podem ser terminados imediatamente ou ainda quando mais de três aparelhos ligados à rede estão em contato com o paciente. Estas são as recomendações do código NFPA 99, que só **exige** o sistema isolado em salas cirúrgicas e salas de recuperação de hospitais que não proíbam o uso de anestésicos inflamáveis. Mesmo em áreas que possam ficar molhadas rotineiramente, o código permite a escolha entre sistemas isolados e aterrados, estes últimos protegidos por dispositivos de corrente diferencial-residual, desde que se admita tolerar a interrupção de energia. Isso mostra que o esquema IT está se tornando menos comum nos Estados Unidos (BRONZINO, 1992; AAMI, 1996), com a desativação progressiva de instalações construídas nos anos setenta. No Brasil, onde a garantia da continuidade do fornecimento de energia representa um aspecto crítico à segurança, a utilização deste esquema de aterramento continua perfeitamente justificável.

O Dispositivo Supervisor de Isolamento precisa ser usado pela sua indicação de que a resistência entre o sistema e a terra pode estar se tornando perigosamente baixa. No entanto, exige um trabalho cuidadoso de treinamento do seu significado dentro do hospital, pois sua indicação visual e auditiva pode causar pânico e nervosismo à equipe médica, caso ela não tenha sido ensinada a interpretar sua indicação como um simples sinal de baixa resistência de isolamento devido a um problema específico no sistema ou em um equipamento, ou ainda devido à ligação de muitos equipamentos naquele circuito. Não é preciso interromper a cirurgia e desligar os equipamentos tentando descobrir onde está o defeito, pois só em caso de uma segunda falta é que a corrente de curto será suficiente para acionar as proteções e interromper o fornecimento de energia àquele circuito.

Uma dificuldade inerente à monitoração do isolamento é a dificuldade em identificar o local onde ocorre a falta responsável pela queda da resistência (ou impedância) de isolamento. Normalmente, não se pode ou não se deve ficar abrindo ou fechando circuitos para descobrir onde está o problema. Pode-se portanto usar indicadores de falta à terra, não exigidos pela norma brasileira. Tais indicadores medem a diferença de corrente entre condutores energizados quando existe falta à terra (HOFHEINZ, 1993). Como o instrumento não pode ficar se deslocando pelos diversos circuitos, é preciso ter um indicador em cada um dos circuitos alimentados pelo transformador de separação. Numa sala de Centro Cirúrgico, por exemplo, onde o transformador alimenta um só circuito, a utilidade do indicador parece pequena. Seu uso seria mais justificado numa UTI, onde as tomadas de cada leito devem pertencer a circuitos diferentes (NBR 13534).

As vantagens deste esquema de aterramento são, portanto, a ausência de faiscamento em caso de faltas à terra, a garantia de continuidade da alimentação

quando da primeira falta, a limitação da corrente de falta reduzindo o risco de macrochoques e, por último, a maior confiabilidade operacional pelo fácil controle de seu nível de isolamento e fácil detecção de equipamentos defeituosos. Como desvantagens, tem-se os custos de equipamentos e reforma das instalações, os riscos de uma segunda falta à terra, a limitação de potência disponível, a possibilidade de interferências causadas pelo LIM e dificuldades para educação dos usuários. Fica implícito que todas estas vantagens tornam-se de pouca valia se a corrente de falta puder passar pelo paciente. Portanto, qualquer esquema IT precisa ter um bom aterramento das massas para ser considerado seguro para uso hospitalar.

A proteção das instalações, equipamentos e pessoas quando da segunda falta à terra no esquema de aterramento IT deve ser assegurada por dispositivos que garantam o seccionamento do circuito por proteção contra sobrecorrente, pois as massas estão ligadas a um condutor comum e, portanto, a resistência do circuito em caso de dupla falta é mínima e a corrente será somente limitada pelas impedâncias internas do transformador de separação e pelas resistências de contato entre condutores e massa.

- **Esquema TN-S:** a exemplo do discutido anteriormente, permanece a necessidade de serem aterradas todas as superfícies condutivas que possam ser tocadas por pacientes ou usuários. Entretanto, ao contrário do esquema IT com seu transformador de separação de pequena potência e com poucos equipamentos conectados, formando portanto circuitos independentes e de pequena extensão, o esquema TN-S usa condutores que percorrem toda a instalação do hospital. Isto significa que perturbações em locais distantes podem afetar o ambiente do paciente. Dependendo dos circuitos a que pertencem, dois pontos de terra ao lado do paciente

podem apresentar diferenças de potencial da ordem de centenas de mV, mais do que suficiente para provocar danos a ele. Esta situação, que parece meramente teórica, é possível e fácil de ocorrer se o ponto de terra de uma tomada próxima ao paciente pertencer a um circuito onde um equipamento qualquer, mesmo distante, sofre um curto com corrente à terra de 10 ou 15 A. Outra tomada que não pertencer a este circuito terá, portanto, esta diferença de potencial entre seu terra e o terra da primeira tomada. Assim, equipamentos ao alcance do paciente e ligados a estas tomadas terão suas carcaças metálicas sujeitas a diferentes valores de tensão.

No esquema TN, a corrente de falta fase-massa vai depender quase exclusivamente das resistências do condutor de alimentação e do condutor de proteção. A resistência de aterramento do transformador principal de distribuição é bem maior que as resistências destes condutores, e as suas indutâncias são desprezíveis face a suas resistências caso os cabos estejam juntos, nos mesmos conduítes e calhas. Assim, um curto fase-massa pode provocar na carcaça do equipamento uma tensão bastante perigosa a pacientes ou usuários, mesmo com o condutor de proteção bem dimensionado e instalado. É fundamental, portanto, que a proteção contra contato indireto seja garantida por dispositivos que seccionem o circuito para limitar a tensão de contato a valores seguros: **25 V** para interrupção em até **5 s** (NBR 5410, 1990; COTRIM, 1993). Às vezes o tempo de atuação dos dispositivos de proteção contra sobrecorrente não é adequado à proteção, sendo necessário usar dispositivos DR.

Percebe-se então que um “bom” terra não resolve por si só todo o problema, deixando o paciente exposto a choques. Assim, o primeiro passo consiste em especificar dispositivos de proteção para o seccionamento do circuito num tempo adequado, nos casos em que as normas permitem o seccionamento, e depois obter um sistema equipotencial, onde os equipamentos ao alcance do paciente sejam ligados a pontos com a mesma referência de potencial.

Define-se o ponto de aterramento do paciente como o ponto que recebe os condutores de proteção dos equipamentos ligados ao paciente ou próximos a ele ("patient equipment grounding point") e define-se o ponto de aterramento de referência como o ponto conectado aos vários pontos de aterramento do paciente e, por sua vez, ligado ao terra principal da instalação ("reference grounding point" ou "bonding bus bar", ou ainda barra de ligação equipotencial).

A resistência elétrica entre o pino terra das tomadas e a barra de ligação equipotencial deve ser inferior a $0,2 \Omega$, de acordo com a NBR 13534.

A diferença de potencial entre o pino terra das tomadas e a barra de ligação equipotencial deve ser inferior a 20 mV. Como a norma NBR IEC 601.1 admite 30 mV entre a superfície condutiva e a extremidade do condutor de proteção, tem-se portanto que (NBR 13534) a máxima diferença de potencial entre superfícies condutivas e barra de ligação equipotencial pode ser de 50 mV. Este valor foi colocado na norma para ser coerente com a limitação de 50 μA à corrente de fuga através do paciente, conforme visto na NBR IEC 601.1.

Em áreas onde o paciente não está exposto a procedimentos invasivos (quaisquer locais dos Grupos 0 ou 1) deve ser usado o dispositivo a corrente diferencial - residual, que desliga a alimentação quando a diferença entre a corrente de fase e de neutro exceder um determinado valor pré-ajustado, indicando assim circulação de corrente pelo condutor terra causada por falta em equipamentos ou na instalação. Este dispositivo é bastante útil pois impede o choque prolongado mesmo que o paciente toque um condutor energizado, caso extremo de contato direto, desligando a alimentação após alguns milissegundos. Daí sua importância especial em unidades psiquiátricas e infantis.

Entretanto, seu uso exige a consciência de dois fatos:

1) Nas áreas do Grupo 1, os equipamentos podem ter correntes de fuga, em condições normais, de até 5 mA (NBR IEC 601.1, 1994). Bastam, portanto, somente seis equipamentos num circuito protegido por DR de 30 mA para provocar sua atuação. Este valor de 30 mA é imposto pela norma NBR 13534 para uso em circuitos protegidos contra sobrecorrentes até 63 A.

2) A interrupção de energia pode ser mais prejudicial ao paciente do que um curto entre um equipamento e a terra que não o afete diretamente. Se o problema ocorrer em outro equipamento, é preferível ter valores mais elevados de corrente à terra ou mesmo danos ao equipamento a ficar sem o fornecimento de energia. A garantia da alimentação deve ser conseguida por circuitos redundantes e pela supervisão constante da enfermagem para desconectar equipamentos com problemas ou ligar equipamentos vitais ao paciente em outro circuito. É por isso que a norma NBR 13534 exige, em locais do Grupo 2 (Centro Cirúrgico, UTI, sala de cateterismo cardíaco e central de monitoração caso exista acoplamento elétrico entre ela e a UTI) que as tomadas de cada local sejam alimentadas por pelo menos dois circuitos independentes, no caso de esquema IT médico, e que só se usem dispositivos DR em circuitos destinados a unidades de raios X ou em circuitos com equipamentos de potência superior a 5 kVA, quando forem usados os esquemas TT ou TN-S (tais circuitos não poderiam mesmo ser alimentados por transformador de separação, pelas altas potências envolvidas).

É recomendável que em cada leito ou sala as tomadas pertencentes a sistemas diferentes estejam perfeitamente identificadas. A norma NBR 13534 exige que as tomadas para equipamentos eletromédicos ligados ao sistema IT médico sejam incompatíveis com os plugues de equipamentos ligados aos sistemas TT ou TN-S, mas tal medida com certeza vai causar mais transtornos que benefícios e deve ser cuidadosamente avaliada durante o projeto.

No esquema TN-S, é mais seguro que o ponto de aterramento da instalação coincida com o ponto de aterramento do sistema de proteção contra descargas atmosféricas, pois neste caso os potenciais de todos os condutores, fase, neutro e de proteção, “sobem” juntos e mantém entre si a mesma diferença de potencial. É entretanto possível a indução de grandes diferenças de potencial entre o condutor e partes aterradas ou sem referência de tensão, problema que seria mais facilmente evitado com aterramentos múltiplos. Em edifícios com estrutura de aço aterrada, comuns nos Estados Unidos, são feitas ligações entre o condutor de proteção, conduítes, bandejas e demais superfícies metálicas para impedir descargas entre componentes da instalação (“flashovers”) causadas por elevadas diferenças de potencial durante descargas atmosféricas.

Os esquemas TN-C e TN-C-S não podem ser usados em hospitais, pois o condutor neutro deve ser usado só para o retorno de corrente e não para desvio à terra de correntes de falta. As deficiências destes esquemas de aterramento são:

1) não permite a proteção por dispositivo a corrente diferencial-residual (DR), que detecta a soma fasorial das correntes que percorrem os condutores vivos de um circuito num dado ponto deste circuito. Quando a soma não for nula, isto é, quando existir uma corrente diferencial-residual (I_{dr}) no ponto considerado, o dispositivo vai provocar a interrupção do circuito conforme sua característica tempo x corrente, $t = f(I)$. Em áreas médicas usam-se DR com ajustes de 0,03 A ou 0,3 A, dependendo da capacidade dos dispositivos de proteção contra sobrecorrente do circuito. Num esquema TN-C (ou TN-C-S), entretanto, a soma fasorial das correntes de fase e neutro é sempre nula mesmo em caso de falta elétrica, pois o condutor neutro é o próprio condutor de proteção. Desse modo, o DR não atuará;

2) o rompimento do condutor comum faz com que as massas passem a ter o potencial fase-terra. Para tornar esta ruptura mais difícil, é exigido que o condutor comum não seja flexível e que tenha seção transversal igual ou superior a 10 mm² (NBR 5410, 1990; COTRIM, 1993);

3) a tensão das massas à terra, em condições normais, vai depender da queda de tensão ao longo do condutor comum. No esquema TN-S, a tensão das massas depende da queda de tensão somente no condutor de proteção, cuja corrente em condições normais é quase nula e, portanto, a queda de tensão será desprezível.

- **Esquema TT:** seus requisitos, vantagens e problemas são semelhantes aos do esquema TN-S. Deve-se, inicialmente, entender que a presença de dois terras independentes pode provocar diferenças de potencial enormes entre eles (ou entre neutro comum e o terra dos equipamentos) caso ocorram perturbações internas ou descargas atmosféricas. É deste modo importante a instalação de um dispositivo supressor de surtos entre a fase e o neutro comum com diodos, centelhadores a gás e varistores, cada um protegendo contra determinado nível de energia.

Com a ausência de um condutor de proteção ligado ao condutor neutro no secundário do transformador rebaixador de tensão, as resistências de aterramento deste transformador e do condutor de proteção interligando as massas tornam-se importantes para o cálculo da corrente de falta e da tensão de contato. Como a resistência do paciente é muito superior àquelas, tem-se que a tensão de contato só será pequena se a resistência de aterramento das massas for desprezível em relação à resistência de aterramento do transformador, o que é muito difícil: este último valor fica entre 1 e 25 Ω e, às vezes, nem é conhecido e controlado pelo hospital, pois o transformador pode ficar em área externa fora do seu alcance.

Portanto, mais uma vez, a proteção deve ser garantida por dispositivos que seccionem o circuito. Como as resistências de aterramento envolvidas não são desprezíveis, a corrente de falta não será elevada e um dispositivo contra sobrecorrente provavelmente não atuará em tempo adequado. Assim, os dispositivos DR são fundamentais (a menos das restrições discutidas para locais do Grupo 2), pois permitem que as resistências de aterramento das massas possam não ser pequenas demais. Para um dispositivo ajustado a uma corrente diferencial-residual de 0,3 A, a resistência de aterramento das massas pode chegar a $83\ \Omega$ para se ter a tensão de contato inferior a 25 V (COTRIM, 1993). Este valor é fácil de ser conseguido e mantido, mesmo se a resistividade do solo for alta.

Este esquema de aterramento pode levar a uma situação insustentável em locais do Grupo 2 que não permitam o uso do dispositivo DR: a atuação exclusiva dos dispositivos de proteção contra sobrecorrente pode não ser suficiente para se garantir o seccionamento do circuito pois a corrente de falta é limitada pelas resistências de aterramento. Seria preciso, então, que estas resistências fossem muito baixas, inferiores a 1 ou $2\ \Omega$, para garantir a atuação dos dispositivos contra sobrecorrente em tempo adequado à segurança do paciente.

Relembrando: a norma NBR 13534 só admite o uso de dispositivos DR em locais do Grupo 2 com esquemas TT ou TN-S como proteção para circuitos que alimentem unidades de raios X ou equipamentos com potência unitária superior a 5 kVA. Para todos os demais circuitos, onde estão ligados os aparelhos vitais ao paciente, não se admite o corte de energia com o uso destes dispositivos DR. E como os dispositivos contra sobrecorrente dificilmente atuarão neste esquema TT, conclui-se que a garantia de tensões de contato a níveis seguros ao paciente não deve depender de

seccionamento do circuito. No esquema TN-S, como visto, é pelo menos viável o seccionamento pelos dispositivos de proteção por sobrecorrente.

As alternativas para proteger o paciente usando este esquema de aterramento e limitando a tensão de contato em 25 V são:

- 1) imposição de se fazer o aterramento das massas com baixa resistência;
- 2) usar ligações equipotenciais levando os condutores de proteção de todos os equipamentos ao alcance do paciente até o ponto de aterramento de referência, que é ligado por sua vez ao condutor de proteção principal;
- 3) usar pelo menos dois circuitos independentes para a ligação dos equipamentos ao alcance do paciente numa UTI ou Centro Cirúrgico. Em caso de falta em um deles, os equipamentos podem ser ligados ao outro garantindo a continuidade da alimentação;
- 4) usar aterramento múltiplo para limitar a tensão de contato, embora com o sério inconveniente de aumentar as interferências em baixa frequência entre equipamentos e rede ao facilitar a passagem de correntes espúrias pelas malhas fechadas que serão criadas. A norma NBR 5410 admite o aterramento múltiplo do condutor de proteção para que, em caso de falta, seu potencial e o das massas a ele ligadas fiquem o mais próximo possível do potencial de terra.

Um aspecto a ser considerado é que o esquema TT normalmente não é previsto no projeto inicial da instalação, pois parece mais razoável nesta ocasião projetar um esquema de aterramento TN-S usando-se ainda IT médico em áreas específicas. Desse modo, o esquema TT pode ser construído somente bem mais tarde, quando se constata numa área crítica que o terra “não é bom” ou simplesmente não existe. Passa-se, para tentar resolver o problema, um condutor, muitas vezes com seção transversal inferior à exigida pela norma NBR 5410, unindo os pontos de terra das

tomadas da sala e leva-se este condutor ao lado de fora para ser aterrado por uma só haste de cobre. Dificilmente a resistência de aterramento é medida ao menos uma vez e, mais dificilmente ainda, esta haste é verificada periodicamente.

Toda esta discussão sobre esquemas de aterramento preocupou-se principalmente com a limitação da diferença de potencial entre massas e na imposição de um caminho de baixa impedância para retorno à terra das correntes de falta. É importante discutir agora outro aspecto do aterramento, dentro da definição de aterramento funcional, que é básico à segurança do paciente: as **interferências entre equipamentos eletromédicos**, pois indicações e leituras erradas causadas por elas podem levar a ações equivocadas durante cirurgias ou outros procedimentos.

Deve ser entendido que não há fórmulas gerais para se chegar a um sistema de aterramento que resolva qualquer problema. Um aterramento múltiplo, por exemplo, pode atenuar interferências causadas por correntes de alta frequência e limitar surtos de tensão ao longo da rede no interior do hospital causados por descargas atmosféricas, mas não elimina as interferências causadas por correntes de baixa frequência. Portanto, o projetista sempre deve estar preparado para executar compensações (DENNY, 1983) entre os diversos parâmetros para chegar à solução mais segura. Isso significa a máxima redução possível de interferências, o estabelecimento de ligações equipotenciais para evitar diferenças de potencial perigosas ao paciente em equipamentos ao seu alcance, e confiabilidade e continuidade da alimentação elétrica. As normas e códigos de segurança preocupam-se antes de tudo com riscos de incêndio e choque elétrico, não necessariamente em garantir um sistema livre de ruídos e interferências.

No ambiente hospitalar são muito comuns e têm sido bastante estudadas interferências causadas em monitores cardíacos por equipamentos de alta frequência e pelo sistema de distribuição de energia (WEBSTER, 1992; VALLEYLAB, 1989). Resumidamente, existem ruídos de alta frequência produzidos pelo bisturi e ruídos de baixa frequência produzidos pela rede e também pelo bisturi. Algumas causas e suas correções são aqui relacionadas:

- 1) "ground loop": ocorre quando dois ou mais equipamentos em contato com o paciente (tipicamente bisturi e monitor) são aterrados a pontos com potenciais diferentes. Para evitar o problema basta aterrá-los a um único ponto ou estabelecer ligações equipotenciais;
- 2) acoplamento capacitivo entre condutor energizado da rede (fase) e os terminais do monitor: deve-se reduzir a impedância pele / eletrodo e aumentar a impedância de entrada do amplificador do monitor cardíaco;
- 3) interferência magnética: é preciso torcer os cabos dos eletrodos e deixá-los juntos para reduzir a área de captação do campo eletromagnético;
- 4) componentes de baixa frequência produzidos pelo bisturi: quando o bisturi opera no modo coagulação (executando fulguração, onde são produzidas descargas com pulsos intermitentes entre eletrodo e tecido para remover a umidade das células sem explodí-las) são geradas componentes de baixa frequência afetando o monitor, que é projetado exatamente para captar frequências até 100 Hz (ou 40 Hz se for utilizado filtro) produzidas pela atividade cardíaca. Este problema pode ser atenuado:
 - aumentando a rejeição de modo comum entre os dois eletrodos de medição (vermelho e amarelo),
 - diminuindo o tempo de recuperação após a entrada de um sinal de grande amplitude e baixa frequência. Este sinal provoca a perda do traçado na tela e, num bom monitor, a recuperação se faz em milisegundos.

Estas providências só podem ser tomadas durante o projeto do monitor, portanto não podem ser realizadas em equipamentos já existentes no hospital;

5) condutor de proteção do bisturi rompido (ou terra inexistente): haverá corrente de fuga em baixa frequência passando pelo paciente e retornando pela placa (50 μ A para equipamentos tipo CF e 500 μ A para equipamentos tipo BF). Os bisturis elétricos podem ser dos tipos BF ou CF (IEC 601.2-2, 1991), e um fabricante garante correntes inferiores a 30 μ A para bisturis alimentados com 110 V, e inferiores a 60 μ A com 220 V (VALLEYLAB, 1989), com o condutor de proteção rompido. Em qualquer um dos tipos, BF ou CF, a corrente de fuga em alta frequência através de um resistor de 200 Ω (IEC 601.2-2, 1991) deve ser inferior a 150 mA, valor insuficiente para causar queimaduras;

6) baixa impedância de entrada dos monitores em altas frequências: em alguns monitores esta impedância não supera poucos milhares de Ohms. Certos autores (WEBSTER, 1992; VALLEYLAB, 1989) admitem a colocação de indutâncias, ou “chokes”, nos terminais do monitor junto aos eletrodos. Mas isso pode alterar seu desempenho e a mudança não é aceita por alguns fabricantes.

Após a análise dos esquemas aceitos para estabelecimentos de saúde é razoável que os profissionais da área questionem: “Se uma das funções básicas do aterramento e das ligações equipotenciais é limitar diferenças de potencial entre partes condutivas expostas dos equipamentos eletromédicos, por que não usar em áreas críticas somente equipamentos de classe II ?”

Como se recorda, estes equipamentos têm isolação dupla ou isolação reforçada, prescindindo do aterramento de proteção e evitam tensões de contato prejudiciais ao paciente. Entretanto, é preciso lembrar que a necessidade de limitar a corrente de

fuga a valores aceitáveis (NBR IEC 601.1, 1994) leva ao projeto e construção de equipamentos maiores e mais caros que seus equivalentes de classe I. Assim, estes equipamentos de classe II são pouco usados em áreas dos Grupos 1 e 2. São tipicamente ferramentas manuais (GEWEHR, 1983) e alguns aparelhos domésticos como torradeiras, onde talheres metálicos podem acidentalmente entrar em contato com partes energizadas e carcaça (MORRISON & LEWIS, 1990).

5) CONSIDERAÇÕES GERAIS NA INSTALAÇÃO HOSPITALAR

a- alimentação de emergência: independentemente do esquema de aterramento adotado, a norma NBR 13534 define ainda tempos de entrada do sistema de geração de emergência em função das classes de serviço. Assim, a classe 0,5 aplica-se a serviços e equipamentos que não podem ser interrompidos por mais de 0,5 s. Isto significa alimentação através de “no-breaks” ou baterias, pois um gerador Diesel com partida por relé de subtensão não pode assumir sua carga em tão pouco tempo. Dentre os serviços e locais desta classe estão alguns equipamentos usados em Centros Cirúrgicos (inclusive o foco cirúrgico), UTI adulto, UTI pediátrica e sala de cateterismo cardíaco. Na verdade, a norma NBR 13534 exige que os focos (também chamados luminárias cirúrgicas) nestas áreas pertençam à classe 0,5 e deixa aberta a outros equipamentos eletromédicos a possibilidade de associação a esta fonte de segurança, sempre a critério do hospital. Como os focos de Centros Cirúrgicos têm potência considerável (até 600 ou 700 W por sala), a capacidade destas baterias pode ser toda empregada em mantê-los acesos pelo menos por três horas. Portanto, a especificação da fonte deve prever a possibilidade de que outros equipamentos de pequena potência, tipicamente monitores de sinais fisiológicos ou equipamentos programáveis, sejam ligados a ela. Equipamentos críticos em salas de cateterismo cardíaco também devem ser alimentados por “no-breaks” pela possibilidade de estimulação transesofágica.

A classe seguinte, classe 15, contempla a maior parte dos serviços e áreas hospitalares, que podem ficar até 15 s sem energia e são atendidas por gerador Diesel. Além dos locais citados na norma NBR 13534, o grupo deve também alimentar as seguintes cargas ou áreas:

- pronto-socorro.
- laboratórios.
- equipamentos para esterilização.
- câmaras frigoríficas.
- elevador principal.
- serviço de som para avisos e alarmes.
- iluminação de quartos e corredores.

O grupo gerador Diesel deve ter sua regulação de tensão compatível com a da concessionária (ver o item sobre variação de tensão, logo a seguir) e sua entrada em serviço deve ocorrer quando o limite inferior admissível da tensão for ultrapassado.

Outras áreas, serviços e dispositivos pertencem à classe >15, que admite um período superior a 15 s sem energia. São áreas sem relação com a segurança do paciente ou usuários.

COIRO & AFIMIWALA (1995), descrevem dificuldades adicionais para a alimentação de equipamentos de radiologia / fluoroscopia em salas de cateterismo cardíaco: são equipamentos de alta potência, até 300 ou 400 kVA, que iriam sobrecarregar o gerador de emergência. Além disso, os procedimentos médicos exigem que o equipamento funcione pelo menos durante 15 minutos após a falta de energia da rede para a retirada do catéter e estabilização do paciente. A alternativa é o uso de “no-breaks” com potência até 50 kVA, sendo evidentemente preciso restringir o emprego das funções do aparelho de raios X ao mínimo necessário. Outra vantagem de se evitar o uso do gerador Diesel neste caso é a ausência de qualquer interrupção de energia, mesmo por 10 ou 15 segundos, sem perda portanto dos dados sendo adquiridos ou processados.

b- pisos condutivos: tem sido discutida pelos especialistas a necessidade do uso de pisos condutivos em Centros Cirúrgicos. Sua finalidade é conduzir cargas elétricas e correntes de fuga ao sistema de aterramento do hospital. Sua resistência deve ser superior a 25 k Ω para proteção de pessoas contra choque accidental, limitando assim a corrente a 5 mA em sistemas com tensão nominal entre 110 e 127 V, e inferior a 1 M Ω para limitar cargas estáticas. Quando os gases anestésicos eram inflamáveis, o uso destes pisos condutivos era fácil de ser justificado por permitir o escoamento do excesso de cargas estáticas e impedir centelhas ou faíscas entre o piso e equipamentos aterrados que iriam provocar explosões pela presença dos gases. Mas mesmo hoje, quando os anestésicos não são inflamáveis, é necessário que o piso seja condutivo, com valores de resistência ôhmica na faixa citada, para não acumular eletricidade estática com descargas entre piso ou pessoas a equipamentos aterrados, pois existem agentes para assepsia e limpeza que podem inflamar-se quando expostos a faíscas na presença de oxigênio ou óxido nitroso. Esta é a razão da exigência do piso condutivo para ambientes cirúrgicos onde são aplicados estes agentes, feita pela portaria 1884 do Ministério da Saúde de 11 de dezembro de 1994.

Cargas elétricas acumuladas por pessoas caminhando com calçados isolantes (normalmente de borracha) são descarregadas pelo seu contato com equipamentos ou mesmo pela sua aproximação deles. Provocam sensações desagradáveis e podem causar interferências nestes equipamentos. São:

- transitórias, com interrupção parcial do funcionamento normal.
- no "software", com possível perda da programação e aquisição de dados.
- no "hardware", com riscos de danos a componentes eletrônicos.

Já foram relatadas por WALLACE & GIANETTI (1995) interferências causadas por descargas eletrostáticas em bombas de infusão, termômetro infravermelho e eletrocardiógrafo. No caso da bomba houve sério risco ao paciente pois a taxa de infusão foi alterada.

É possível evitar ou reduzir este problema mantendo-se a umidade do ar acima de 40%, melhorando as condições de aterramento dos equipamentos, construindo pisos condutivos e usando calçados adequados (WALLACE & GIANETTI, 1995).

c- variações na tensão de alimentação: as normas NBR 13534, NBR IEC 601.1 e NBR 5410 definem as faixas admissíveis de tensão de operação, entre +10% e -10% do valor nominal, mas em alguns equipamentos a variação da tensão mesmo dentro destas faixas vai provocar alterações que podem efetivamente prejudicar seu desempenho. É o caso dos aparelhos para fototerapia, onde o comprimento de onda emitido é deslocado ao longo do espectro luminoso devido a variações de tensão. Mudanças mesmo pequenas no comprimento de onda são indesejáveis e podem comprometer o procedimento (WEAR & SIMMONS, 1986). Também o tempo de recarga de baterias aumenta para valores menores de tensão da rede. Portanto, para o projeto e construção dos circuitos que alimentem tais equipamentos devem ser tomados alguns cuidados: cálculo das quedas de tensão e previsão de circuitos independentes que não sejam afetados por cargas com potência elevada ou altas correntes de partida.

6) PESQUISA EM CENTRO CIRÚRGICO

- **Objetivo:** para análise dos problemas relacionados à falta de segurança numa área do ambiente hospitalar, foi feita uma pesquisa no final de 1995 em Centro Cirúrgico entre médicos anesthesiologistas que prestam seus serviços num hospital de médio porte (100 leitos) em Campinas. Seu objetivo foi quantificar os problemas de natureza elétrica que prejudicam ou podem prejudicar as atividades da equipe médica durante a cirurgia.

Numa primeira tentativa, foi apresentada à enfermagem uma planilha para discussão de problemas relacionados à segurança em ambiente hospitalar (Anexo I). As enfermeiras responsáveis pelo Centro Cirúrgico, UTI de adultos e UTI de neonatos eram convidadas a registrar os problemas associados ao uso da eletricidade que afetavam suas áreas e as respostas foram vagas, sempre de acordo com suas lembranças: casos raros de queimaduras durante o uso do bisturi elétrico, alguns casos de choque elétrico, muitas interferências em monitores provocadas pelo bisturi. Outros pontos eram citados de imediato: tomadas em número insuficiente e inadequadas, pois muitas delas só permitiam a conexão de plugues de dois pinos exigindo portanto o emprego de adaptadores para a ligação de equipamentos com plugues de três pinos; falta de tomadas de 220 V para equipamentos portáteis de raios X, o que exigia a improvisação de longas extensões ligadas ao quadro elétrico da área; excesso de fios se cruzando pelo chão porque as poucas tomadas estavam mal posicionadas; focos cirúrgicos e focos portáteis com mau contato e com intensidade luminosa inadequada a alguns procedimentos; refrigeração insuficiente do ar; tomadas com contatos frouxos; vários equipamentos ligados à mesma tomada.

Estas colocações, embora justas e em sua quase totalidade devidas a defeitos de projeto e construção inaceitáveis num ambiente hospitalar, ofereciam algumas dificuldades básicas para análise: não podiam ser quantificadas, abrangiam períodos indefinidos de tempo e dependiam de lembranças ocasionais de supervisoras que não podiam acompanhar e registrar tudo a cada instante.

Portanto, estes resultados não foram conclusivos e ficou clara a necessidade de consulta ao profissional da equipe médica mais diretamente envolvido com quaisquer anomalias devido ao seu trabalho de monitoração e controle dos sinais vitais do paciente: o médico anestesilogista.

- **Método:** a coleta de dados foi realizada durante dois meses e implicou no preenchimento pelos anestesilogistas de questionários (Anexo II), logo após cada cirurgia, com informações sobre qualquer anormalidade que pudesse ser atribuída a desempenho defeituoso dos equipamentos, a defeitos da instalação elétrica ou ao fornecimento de energia. As planilhas listavam vários tipos de ocorrências, podendo ser assinaladas todas aquelas verificadas durante a cirurgia, sem prévio julgamento de sua importância ou de sua interdependência em relação às outras, pois só interessava naquele primeiro momento a avaliação quantitativa.

A idéia inicial era conseguir as informações durante pelo menos três meses e este período de coleta de dados foi julgado suficiente porque as instalações do hospital não eram alteradas havia mais de cinco anos, não havia compras recentes de equipamentos eletromédicos e tanto o corpo clínico como os procedimentos médicos sofreram poucas mudanças, portanto os dados obtidos seriam representativos de um período bem maior. No início da pesquisa, as planilhas eram recolhidas uma vez por semana em cada uma das sete salas do Centro Cirúrgico, às vezes com notas ou demais comentários do profissional sobre alguma ocorrência relevante. Depois, com

a rotina e com a falta de motivação deles, pois o trabalho de preencher planilhas não mostrava resultados imediatos, aumentou muito o número de planilhas não preenchidas e foi julgado melhor encerrar o levantamento de dados, só considerando os resultados de outubro e novembro de 1995 (Anexo III), compreendendo 85 cirurgias. O total de cirurgias realizadas no período foi superior a 400, conforme levantamento da programação diária do Centro Cirúrgico. A porcentagem relativamente baixa de respostas explica-se em parte pelo caráter facultativo do preenchimento dos questionários, mesmo contando com o estímulo da Diretoria Clínica do hospital. É até possível supor que em sua quase totalidade estas cirurgias sem anotações não apresentaram ocorrências dignas de nota, embora tal hipótese não tenha sido considerada na análise dos resultados. Portanto, o universo estudado compreendeu 85 cirurgias.

É verdade que nem todas as situações de risco em hospitais podem ser abordadas a partir de pesquisa feita em Centros Cirúrgicos, pois problemas existentes em prontos-socorros, enfermarias, salas de hemodiálise, salas de procedimentos cardíacos ou UTI podem ter aspectos bem específicos. Entretanto, deu-se preferência ao Centro Cirúrgico pelos seguintes motivos:

- 1) maior concentração de equipamentos com alta tecnologia;
- 2) caráter invasivo das intervenções, significando maior risco a um paciente potencialmente debilitado;
- 3) facilidade de análise estatística pelo número relativamente alto de procedimentos diários;
- 4) individualidade dos procedimentos, significando que cada caso pode ser considerado independente dos demais e aumentando a confiabilidade dos registros.

Durante o estudo foi se confirmando que somente a UTI de adultos poderia apresentar complexidade e riscos ao paciente ou usuários equivalentes ao Centro Cirúrgico (não havia no hospital salas para cateterismo cardíaco ou hemodiálise), portanto ao longo deste trabalho houve também a preocupação de analisar os principais aspectos de segurança elétrica relacionados à UTI, por estudos teóricos e recomendações da literatura ou pela observação direta. Desse modo os dados conseguidos pela pesquisa permitem análise e conclusões aplicáveis a todo o hospital.

- **Resultados:** as respostas aos questionários foram agrupadas na tabela a seguir:

Tabela 1

SALAS	A	B	C	D	E	F	G	TOTAL
sem anormalidades	5	6	1	14	2	2	9	39
interferência no monitor cardíaco	7	6	4	5	3	1	11	37
interferência no oxímetro de pulso	3	2	3	2	3		7	20
estática no paciente	5	2	1	1	1		3	13
choque elétrico	3		1				2	6
interferência no foco cirúrgico	3							3
falha no bisturi					1			1
falha no carrinho de anestesia				1				1
interferência no "rack"					1			1
falta de energia							1	1
TOTAL	26	16	10	23	11	3	33	122

- **Discussão:** o hospital foi construído em 1980 e seu Centro Cirúrgico tem sete salas de operação, uma sala de recuperação para o pós-operatório e uma central de materiais. Cada sala de operação tem tomadas para 127 e 220 V, pontos para gases (oxigênio, ar comprimido, óxido nitroso e vácuo) e os equipamentos elétricos tipicamente usados são monitor cardíaco, oxímetro de pulso, bisturi, "rack" com vídeo usado em laparoscopia ou artroscopia e carrinho de anestesia.

As instalações elétricas foram feitas de modo improvisado, não seguem as exigências da norma NBR 5410 ou de sua antecessora NB-3, vigente à época da construção, quanto à identificação dos condutores e circuitos, dimensionamento e escolha dos dispositivos de proteção, aterramento e registro e conservação de plantas e diagramas. O esquema de aterramento pode grosseiramente ser considerado "semelhante" ao TT, que existe só em duas salas adjacentes, D e E. Na realidade, existem duas réguas de tomadas em cada uma destas salas com condutor de 3,3 mm² (antigo # AWG 12) atravessando a parede e amarrado a uma única haste de cobre enterrada no jardim ao lado. Nas outras cinco não há aterramento. Assim, chega a ser surpreendente a pequena quantidade de acidentes ou ocorrências mais graves, embora circulassem comentários informais entre os médicos sobre pacientes com sérias queimaduras no tórax, exatamente no local onde são colocados os eletrodos do monitor cardíaco. Aliás, é perfeitamente possível que acidentes deste tipo não tenham sido registrados nas planilhas, talvez pelas conseqüências que tal divulgação traria para o hospital.

Mesmo o aterramento existente não é adequado. Só em uma tomada, da sala D, foi possível medir diferenças de potencial entre neutro e terra abaixo de 10 V (leituras zero indicariam curto ou terra inexistente) e valores iguais para tensão fase-terra e fase-neutro. Usou-se um multímetro de baixa corrente, alimentado por bateria.

O sistema de geração de emergência do hospital consiste somente de um grupo gerador Diesel com 115 kVA, com capacidade suficiente para acionar as cargas de emergência, classe 15, e existem dois barramentos para a distribuição de energia: “normal”, ligado só ao transformador principal na cabine primária, e “essencial”, também ligado a este transformador com possibilidade de comutação automática para os terminais do gerador. Dessa maneira, ambos os barramentos recebem energia da concessionária em condições normais; caso se interrompa o fornecimento, o gerador entra em operação e alimenta somente as cargas do barramento “essencial”. Não há portanto grupos tipo “no-break” ou baterias para alimentação de cargas classe 0,5.

Embora os totais de cada ocorrência sejam mais importantes, alguns esclarecimentos sobre características próprias de cada sala são úteis para a avaliação das respostas:

- 1) o foco da sala A foi trocado no final de 1994 com novas e improvisadas ligações.
- 2) as cirurgias maiores são realizadas nas salas C, D, E e G;
- 3) a grande diferença entre o número de respostas não significa necessariamente que uma sala seja mais problemática que outra. Às vezes, defeitos de uma delas já são vistos como “normais”, ou então os procedimentos lá executados podem exigir menos equipamentos com menor complexidade;
- 4) somente a sala D pode ser considerada “melhor” que as outras porque seu índice de respostas favoráveis, isto é, a marcação do item “sem anormalidades”, foi o mais citado, representando 60% do total daquela sala;
- 5) a falha do carrinho de anestesia ocorreu por má vedação do vaporizador que liberou gases anestésicos dentro da sala e cortou seu envio direto ao paciente no meio da cirurgia. Não é um problema de natureza elétrica mas ficou aqui registrado pelas suas implicações óbvias à segurança;

6) a falta de energia registrada na sala G pode ter ocorrido também em outras salas. É possível que naquele instante não estivessem sendo realizadas cirurgias nelas ou então nem todas as lâmpadas da sala G pertencessem ao sistema de emergência do hospital, daí a atenção do anestesiológista para o fato, chamado por ele de “meia-luz”. Se de fato a falta de energia ocorreu nas outras salas durante cirurgias, o reestabelecimento das condições normais com a entrada do gerador Diesel fez com que a interrupção não merecesse registro;

7) a classificação “sem anormalidades” aplica-se a cirurgias nas quais a ausência de qualquer problema foi efetivamente registrada pelo anestesiológista. Campos em branco das planilhas não foram considerados.

A análise das respostas mostra inicialmente que somente em 46% das cirurgias analisadas (total de 85 cirurgias) não foram notadas quaisquer irregularidades e que dois problemas mereceram maior destaque, sendo responsáveis por quase todas as anotações de anormalidades: interferências nos instrumentos de monitoração, com 48% do total das respostas, e choque elétrico ou estática no paciente, com 16%. Não se deve deixar de notar que em muitas cirurgias foram registradas mais de uma anomalia, daí a diferença entre o total de cirurgias (85) e o total de respostas consideradas (122).

Durante a elaboração das planilhas, verificou-se ser inteiramente subjetiva entre os anestesiológistas a distinção entre “choque elétrico” e “estática no paciente”. De fato, o choque é visto por eles como um tremor imprevisto do paciente ou pela sensação desagradável do próprio médico ao tocá-lo. A estática é vista como um leve formigamento, sentido quando se toca o paciente com as mãos nuas. Pode-se, portanto considerar o choque e a estática como um problema só, causado pela falta

de aterramento que vai provocar diferença de potencial entre paciente e equipe, ou entre paciente e algum equipamento ou outro objeto.

O problema mais citado, a interferência, também tem como origem a falta de aterramento. Mas também foi causado e observado por erros no posicionamento dos eletrodos do monitor cardíaco, por cruzamento do cabo do paciente com cabo de força ou, algumas vezes, por expectativas erradas do que é ou não interferência: o sinal distorcido ou ausente do monitor quando se usa o bisturi para coagulação representa uma proteção própria do monitor e, embora seja um exemplo claro de interferência, não precisa ser visto necessariamente como “anormalidade”, a não ser quando o tempo de recuperação do sinal na tela do monitor for longo o bastante para perturbar o trabalho do médico.

Uma situação típica das salas cirúrgicas envolve o uso de bisturi, monitor cardíaco, oxímetro de pulso e carrinho de anestesia. O monitor, além do condutor de proteção ou terra de segurança que está no cabo de força e faz a conexão entre o terra de sua carcaça e o terra da rede elétrica, possui também o terra funcional com a saída por um pino de aterramento onde se impõe uma referência à terra para a fonte e demais circuitos internos, inclusive para a placa de alta tensão do tubo de imagem. É perfeitamente lógico esperar que estes dois terras devam ser unidos, pois, sendo separados, nem sempre se terá certeza de que ambos serão ligados ao mesmo ponto de terra.

Esta união entretanto ocorre somente em um dos modelos usados pelo Centro Cirúrgico do hospital, aqui chamado de monitor 1. No outro modelo usado, monitor 2, os dois terras são independentes. O fabricante informou que o monitor 2 analisado é antigo e hoje todos os monitores têm um único terra, seja funcional ou de segurança. Para agravar a situação, alguns bisturis usados neste Centro Cirúrgico são referenciados à terra através de capacitores. E com o precário ou inexistente sistema

de aterramento das salas fica fácil entender porque as interferências de um equipamento em outro são freqüentes. Quando a pesquisa começou a ser feita era comum ouvir dos médicos que o remédio para eliminar ou diminuir as interferências era “aterrar a placa do bisturi”. Tal atitude sempre pareceu sem sentido e até mesmo perigosa. Afinal, a placa (eletrodo passivo) de um bisturi não deve ser aterrada: se for um bisturi com saída isolada, seu aterramento significa exatamente o fim da proteção ao paciente caso se interrompa o caminho de retorno da corrente de alta freqüência. Com um terra na placa, a corrente pode retornar por qualquer parte do corpo do paciente em contato com a mesa, equipe médica, algum outro equipamento aterrado ou mesmo pelos eletrodos do monitor. E, por outro lado, se o aterramento da placa ocorrer num bisturi referenciado à terra (esta referência é feita por capacitores conectados ao circuito da placa, com baixa impedância em altas freqüências), significa que está se criando um caminho através do paciente para correntes de baixa freqüência que normalmente são bloqueadas por estes capacitores. Basta lembrar que um paciente aterrado serve de caminho para quaisquer correntes produzidas por um equipamento ou circuito defeituosos em contato consigo. A propósito, os bisturis referenciados à terra sem monitoração da impedância placa-paciente ou da diferença de corrente entre eletrodos ativo e passivo (caneta e placa) são perigosos e não devem ser utilizados. Mesmo alguns fabricantes de renome, que distribuíam bisturis referenciados à terra, optaram por descontinuar tais modelos e a fabricar somente bisturis com saídas isoladas.

Após observar as atividades dos anestesiólogos e já sabendo que não havia um sistema adequado de aterramento, ficou evidente que para eles “aterrar a placa” equivalia a ligar o pino de aterramento do monitor (terra funcional) à placa. Portanto, está se aterrando o monitor **na** placa, **à** placa ou **pela** placa. Ou ainda aterrando a placa **pelo** terra funcional do monitor, que pode ou não ser o seu verdadeiro terra de

segurança. Ou por fim, na realidade, adotando-se simplesmente o mesmo referencial para bisturi e monitor.

Num Centro Cirúrgico onde só duas salas, D e E, têm algumas tomadas aterradas, parece razoável considerar que o sinal do monitor ficou sujeito a menos interferências somente porque esta conexão fez com que bisturi e monitor ficassem no mesmo referencial de tensão. Aliás, em uma dessas salas, a localização da régua de tomadas com aterramento nem ao menos permitia que os monitores fossem ligados a elas. Fica claro o perigo desta situação: sem terra na instalação, a corrente de fuga do bisturi pode percorrer qualquer caminho disponível, ou seja, qualquer equipamento ou pessoa que toque o paciente.

Na impossibilidade momentânea de uma reforma simples nas instalações elétricas do hospital para se conseguir bom aterramento com o esquema TT, ou de uma reforma geral para se ter os esquemas TN-S ou IT médico, uma alternativa simples e provisória foi mostrar aos anestesiólogistas que o pino de aterramento do monitor podia ser ligado à carcaça do bisturi (aos parafusos da tampa, não à sua superfície metálica pintada) com significativa melhoria do sinal na tela e sem aumentar os riscos ao paciente. Ficou evidente, então, que as interferências do bisturi no monitor devidas a correntes de baixa frequência eram reduzidas ou eliminadas pela imposição de uma mesma referência de potencial a ambos os equipamentos. Esta corrente de baixa frequência, em 60 Hz, vai continuar a passar pelo paciente com ou sem ligação da placa ao monitor pois não há aterramento, mas não interfere com o sinal do monitor.

A segurança do paciente continua precária, e só poderá ser de fato conseguida com um sistema adequado de aterramento e com o uso de bisturis com saída isolada e monitores com uma única saída para terra e altas impedâncias de entrada na faixa de 500 kHz a 2 MHz.

Em resumo, as interferências entre equipamentos e choques no paciente ou equipe anotados durante a pesquisa são devidos a três causas independentes:

- 1) falta de aterramento;
- 2) erros na conexão de equipamentos e posicionamento de eletrodos;
- 3) monitores cardíacos e bisturis inadequados.

É significativo que estas causas indiquem problemas nas instalações, no treinamento e nos equipamentos.

Os demais problemas relatados tiveram como causas: falhas nos equipamentos (bisturi, carrinho de anestesia) e defeitos da instalação (falta de energia e redução da intensidade da luz do foco cirúrgico pelo acionamento de cargas externas à sala).

Como foi destacado no início desta discussão, torna-se quase impossível garantir que **todos** os problemas ocorridos durante as cirurgias tenham sido registrados: possíveis erros do corpo clínico na operação dos equipamentos ou quaisquer imprevistos que tenham deixado seqüelas no paciente dificilmente seriam assinalados nas planilhas. Mesmo os enganos na colocação dos eletrodos dos monitores só foram percebidos durante visitas esporádicas durante as cirurgias.

Isto mostra que, além dos cuidados com a instalação e equipamentos eletromédicos, o treinamento à equipe médica tem importância especial para se garantir segurança ao paciente. Todos estes aspectos serão detalhados no guia descrito no próximo item.

7) ROTEIRO PARA ANÁLISE DE INSTALAÇÕES ELÉTRICAS EM AMBIENTES HOSPITALARES

A discussão e análise precedentes devem levar a procedimentos práticos para orientar o engenheiro na instalação de um ambiente seguro a pacientes e usuários. Certas recomendações parecem óbvias e o são de fato, como a necessidade de um nível de iluminação adequado ao procedimento médico, existência de tomadas em número suficiente e convenientemente distribuídas, com acesso a 127 e 220 V, existência de um sistema confiável de geração de emergência e muito mais.

Entretanto, para existir um roteiro, é preciso dividir a abordagem em alguns itens, sempre levando-se em conta que eles não são obrigatoriamente sequenciais e que a responsabilidade pela sua aplicação deve recair num profissional com conhecimentos compatíveis com o nível de complexidade próprio de um projeto de instalações elétricas.

Será apresentado um guia para a situação mais difícil e mais comum: melhoria de um espaço existente e já usado para procedimentos médicos. Para novos projetos várias simplificações podem ser feitas, pois há liberdade nas especificações técnicas e nos critérios básicos.

O nível de segurança do projeto final depende de muitos itens que não podem ser ponderados. Como sempre vai haver restrições a gastos, o engenheiro deve, após percorrer este guia, definir a seqüência de trabalhos que melhor condiz com as disponibilidades do hospital.

O guia será dividido nas seguintes etapas:

- avaliação das instalações elétricas.
- avaliação dos equipamentos eletromédicos.
- instrumentos e recursos necessários ao grupo de manutenção.

- treinamento de usuários.
- discussão dos problemas existentes com a equipe médica.

1) Avaliação das instalações elétricas.

Não será apresentado um procedimento detalhado de manutenção preventiva e corretiva das instalações, mas sim um roteiro para minimizar a possibilidade de falhas nos equipamentos elétricos, interrupções no serviço e limitação de choques elétricos e interferências entre equipamentos através de um aterramento confiável.

O processo inicia-se pela avaliação da cabine primária.

O transformador de entrada deve ser submetido a:

- inspeção visual para detetar deformações no tanque, trincas nas buchas, vazamento de óleo e estado das conexões.
- remoção periódica de poeira e reaperto das conexões, duas vezes por ano.
- medição anual da resistência de isolamento. Valores aceitáveis superam $1 \text{ M}\Omega / \text{kV}$ da tensão de entrada.
- testes anuais do óleo isolante. Através de laboratórios especializados deve ser medida a rigidez dielétrica, o fator de dissipação e a viscosidade. Valores aceitáveis dependem das especificações originais do óleo, mas o importante aqui é o registro anual onde se podem perceber sinais de deterioração do óleo. A variação dos valores tem mais significado na análise que valores absolutos. No caso de transformadores trabalhando em condições severas e sujeitos a picos bruscos de carga devem ser também feitos testes anuais de gascromatografia para medição de gases dissolvidos no óleo, pois a presença de gás carbônico, metano, acetileno, etano e hidrogênio, entre outros, fornecem bons indícios de temperaturas elevadas, degradação da celulose ou arco elétrico através do óleo.

- verificação do aterramento do neutro do transformador e a existência de malha unindo este ponto ao aterramento do sistema de proteção contra descargas atmosféricas. As medições anuais da resistência de aterramento do conjunto devem ser inferiores a 20 Ω .
- deve existir um transformador reserva. No caso de reforma geral da instalação devem ser previstos dois transformadores em paralelo, cada um com capacidade superior à metade da carga total prevista.

No disjuntor de entrada devem ser verificados anualmente:

- limpeza.
- funcionamento dos dispositivos de proteção.
- ajuste e aperto dos contatos principais.
- análise do óleo isolante, conforme visto para transformadores. A análise dos gases dissolvidos no óleo pode ser dispensada.

Outros pontos na avaliação da cabine primária também exigem cuidados:

- existência de proteção adequada contra entrada de água, seja de chuva ou da rede de alimentação do hospital.
- existência de equipamentos de proteção individual (EPI) para os operadores: luvas isolantes classe 20 kV, botas, haste isolante.
- piso isolante e antiderrapante.
- iluminação adequada em seu interior, independente da alimentação normal da concessionária e com pelo menos um ponto de luz alimentado por "no-break".
- restrição de acesso a estranhos e à guarda de outros objetos além dos EPI.

O hospital deve ser protegido contra descargas atmosféricas e seu aterramento unido ao neutro aterrado do transformador de entrada. Verificar:

- quantidade e altura dos pára-raios. Toda a área do hospital deve fazer parte do cone ou cones de proteção. Para perímetros ou áreas grandes, e em prédios com poucos pavimentos, é necessário usar vários pára-raios, todos interligados.
- estado geral dos cabos e conexões, a ser verificado anualmente.
- resistência de isolamento dos pára-raios. A menos que tenham resistores para dissipar o calor produzido pelas descargas, sua resistência de isolamento deve ser da ordem de milhares de $M\Omega$, a ser verificada anualmente.
- inspeção visual uma vez por ano das hastes de aterramento com medição da resistência de aterramento. Valores até 20Ω são aceitáveis com medição feita em período seco do ano.

A proteção adequada contra incêndios, além das implicações legais, tem peso significativo para reduzir custos de seguro. Deve ser verificado, sempre anualmente:

- quantidade de água destinada somente a uso contra incêndios (reserva). O volume de água dos reservatórios do hospital deve ser adequado ao consumo de dois dias, em locais onde o abastecimento não tem sido confiável. Para o combate a incêndios é recomendável reservar 10% deste valor.

- quantidade de mangueiras, integridade do material, seu comprimento, localização e pressão da água, de acordo com as prescrições locais do Corpo de Bombeiros.

Não precisa ser aqui discutido o treinamento de rotina aos funcionários do hospital.

O quadro principal de distribuição deve ficar fora das áreas de circulação de pacientes, funcionários e visitantes. Deve-se verificar ou providenciar:

- barramentos e cabos: integridade do isolamento, oxidação e aperto das conexões, existência de pontos quentes.
- identificação dos circuitos e continuidade da fiação.
- balanceamento das cargas, medindo-se as correntes em cada fase, sua oscilação em alguns momentos e quedas de tensão no acionamento de cargas maiores.
- dispositivos de proteção: substituir fusíveis de cartucho por disjuntores. Confirmar que sua capacidade é adequada à proteção de cada circuito específico.
- banco de capacitores para correção do fator de potência ou supressão de surtos de tensão: limpeza anual e análise mensal do fator de potência de toda a instalação, que é indicado nas contas da concessionária e medido pela média horária das cargas. Leituras abaixo de 0,92 implicam em penalizações ao consumidor, além da fatura maior.

A geração de emergência compreende o grupo motor-gerador Diesel e equipamentos tipo “no-break” para focos cirúrgicos e equipamentos eletrônicos programáveis (monitores de sinais vitais e bombas de infusão sem baterias próprias).

Devem ser realizadas partidas semanais em vazio, partidas mensais sob carga (com aviso prévio aos usuários), e medições anuais da resistência de isolamento dos enrolamentos estatórico e de campo do gerador, além de limpeza anual e lubrificação. Deve-se também verificar anualmente o relé de sub-tensão para a garantia de que o grupo entrará em operação com quedas de tensão superiores a 10%, com temporização de 3 s.

O tanque de óleo deve ficar fora da sala e deve haver sistemas eficientes de exaustão de gases, isolamento térmico e acústico.

A exemplo da cabine primária, deve-se evitar a entrada indevida de água na sala, providenciar a existência de EPI, iluminação adequada com um ponto de luz ligado a

“no-break” e restrição de acesso a estranhos. A partida do grupo gerador quando falta energia externa deve ser automática e seu retorno precisa ser sinalizado para que a equipe de manutenção possa religar o disjuntor principal (religamentos automáticos nem sempre são possíveis em equipamentos antigos).

Os quadros de distribuição de energia espalhados pelo hospital devem ser numerados e seus circuitos identificados com indicação de sua origem e destino. As conexões devem ser inspecionadas visualmente à procura de pontos de oxidação e reapertadas semestralmente. O ajuste dos dispositivos DR deve ser verificado anualmente conectando-se um resistor entre o condutor de fase e o condutor de proteção. Para circuitos protegidos contra sobrecorrentes até 63A pode ser usado resistor de 4,7 k Ω , e para circuitos protegidos contra sobrecorrentes acima de 63A usa-se resistor de 0,47 k Ω .

A seguir, devem ser estudadas as condições de aterramento nos diversos setores do hospital. Como as particularidades dos esquemas TT, TN-S e IT médico foram discutidas anteriormente, interessa ao profissional conhecer quais parâmetros devem ser medidos para a avaliação de sua qualidade. São:

- tensão máxima entre a barra de ligação equipotencial e o pino terra das tomadas onde serão ligados equipamentos ao alcance do paciente ou em contato direto com ele: 20 mV para locais dos Grupos 1 e 2. O código NFPA 99 aceita 40 mV para instalações existentes e exige 20 mV para instalações novas, mas a norma brasileira NBR 13534 não faz tal distinção. O valor máximo de 50 mV aceito por ela como a máxima diferença de potencial entre pontos ou superfícies metálicas ao alcance do

paciente, soma estes 20 mV à tensão admissível, 30 mV, entre carcaça do equipamento eletromédico e pino terra da tomada.

- tensão máxima entre condutor neutro e condutor de proteção, com e sem carga: 10 V.
- tensão máxima entre pinos terra das diferentes tomadas da sala: 1 V, com corrente de teste igual a 20 A. Esta verificação deve ser feita sem que equipamentos em contato com o paciente estejam ligados ao circuito.
- verificação mensal de ajuste do DSI (esquema IT médico): 50 k Ω .
- resistência de aterramento: inferior a 20 Ω . Construir aterramento independente para esquema IT médico se não for possível conseguir este valor.

A equipotencialidade das ligações é fundamental para evitar o aparecimento de tensões de contato perigosas ao paciente. Portanto, verificar se:

- os elementos condutores estranhos à instalação, a barra onde são ligados os pinos terra dos equipamentos eletromédicos, blindagens e as malhas metálicas dos pisos estão ligados entre si através de cabos e barras de ligação equipotencial ("patient-equipment grounding point"). A resistência entre os pinos terra das tomadas e barra de ligação equipotencial do local deve ser inferior a 0,2 Ω , medida pela injeção de corrente de 20 A entre eles, com queda de tensão aproximadamente igual a 4 V.
- estas barras estão ligadas ao condutor de proteção geral do hospital no quadro de distribuição daquele setor através da barra de referência ("reference grounding point").
- na UTI existe uma barra de ligação equipotencial por leito.
- no Centro Cirúrgico uma barra de ligação equipotencial por sala, inclusive para conexão ao foco cirúrgico.

As seguintes características das tomadas devem ser verificadas anualmente ou após alguma mudança na instalação:

- quantidade: conforme a portaria 1884 de 11 de novembro de 1994 do Ministério da Saúde, para a UTI deve haver 6 tomadas por leito e para Centros Cirúrgicos são necessários três conjuntos com 4 tomadas em paredes distintas.
- continuidade: verificar que os pinos para condutores de proteção estejam de fato ligados à terra.
- polarização: verificar a ausência de inversão na ligação entre condutores neutro, de proteção e de fase.
- as tomadas não devem permitir a conexão com plugues de dois pinos (sem o condutor de proteção).
- tensão elétrica: além das tomadas com acesso à tensão fase-neutro, algumas tomadas devem fornecer a tensão fase-fase e ser claramente identificadas. Estas tomadas normalmente serão utilizadas por equipamentos portáteis de raios X e portanto não devem ficar distantes mais de 15 m de cada leito, no caso de UTI.
- não devem ser usadas extensões.
- tomadas pertencentes a esquemas de aterramento distintos devem ser iguais.

Áreas do Grupo 2 devem ser alimentadas por no mínimo dois circuitos independentes, mesmo que a norma NBR 13534 faça esta exigência só para locais onde o esquema de aterramento é IT médico.

A resistência do piso condutivo deve ser medida anualmente e os valores médios aceitáveis ficam entre 25 k Ω e 1 M Ω . Para a medição deve-se ter:

- temperatura entre 19 e 24 °C.

- umidade relativa do ar acima de 40%.

São escolhidos cinco locais da sala e mede-se, em cada um deles, a resistência entre dois pontos à distância de 1 m. Valores individuais entre 10 k Ω e 5 M Ω são aceitáveis desde que a média das cinco leituras fique na faixa já citada.

A variação da tensão elétrica no ambiente hospitalar deve ser medida sempre que houver ampliações ou reformas no hospital, pois o acionamento de cargas com potência elevadas ou com altas correntes de partida provoca oscilações de tensão prejudiciais à recarga de baterias ou ao funcionamento de equipamentos para fototerapia. Seus fabricantes devem ser consultados para se conhecer os limites aceitáveis e, se eles não forem atingidos, os circuitos afetados devem ser redimensionados e as cargas remanejadas. Quedas de tensão superiores a 10% do valor nominal, durante 3 s ou mais, exigem a entrada do grupo motor-gerador Diesel. A variação da tensão deve ser medida junto ao relé de subtensão do gerador num período em que as cargas de maior potência são acionadas.

A climatização dos ambientes deve obedecer às prescrições da portaria 1884 e da norma NBR 7256. Para os setores mais críticos, como UTI e Centro Cirúrgico, a temperatura ambiente precisa estar entre 19 e 24 °C e a umidade relativa do ar entre 40 e 60%. A manutenção e o projeto do sistema de condicionamento de ar deve ficar a cargo de empresas especializadas. Muito já foi escrito sobre os sistemas de filtragem necessários a cada setor do hospital. Embora vários níveis de eficiência e sofisticação possam ser conseguidos, sua colocação deve ser cuidadosamente discutida com a Comissão de Controle de Infecções Hospitalares (CCIH), e não se pode esquecer que a maior parte dos agentes infecciosos não se propaga pelo ar,

mas sim pelas mãos, roupas, alimentos e utensílios diversos. Portanto a construção de sistemas dispendiosos e com grau de filtragem de 99,9%, conforme ofertado por alguns fabricantes, pode não resolver os problemas que o hospital tenha a respeito.

Os níveis de iluminação das diversas áreas do hospital devem satisfazer ao exigido pela regulamentação NR-15, Anexo 4, Portaria de 8 de junho de 1978 do Ministério do Trabalho.

Os registros de todos estes controles, testes e inspeções devem ser conservados, atualizados e divulgados aos responsáveis da engenharia do hospital. A devida atualização das plantas e diagramas nas revisões e ampliações é essencial.

2) Avaliação dos equipamentos eletromédicos.

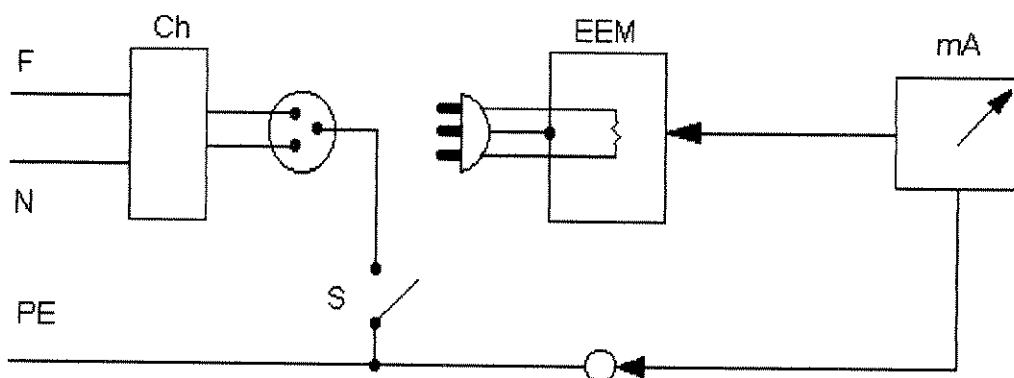
Inicialmente os equipamentos devem ser inventariados e classificados conforme seu tipo: B, BF ou CF. Incluir também sua classe: I ou II.

Devem ser medidos os seguintes parâmetros dos equipamentos eletromédicos:

- resistência máxima entre superfície metálica ao alcance do paciente e pino terra do plugue: $0,2 \Omega$. Na impossibilidade de obter-se um multímetro com fundo de escala igual a $0,5 \Omega$ ou 1Ω , a medição da resistência deve ser feita pela medição da queda de tensão entre os pontos desejados através da passagem de uma corrente de intensidade conveniente.
- resistência máxima entre superfície metálica de equipamento ao alcance do paciente e o terminal de terra, para equipamentos com cabo de força à parte: $0,1 \Omega$,

a ser medido conforme sugerido no item anterior. Não é correto realizar retrabalhos neste tipo de cabo: é melhor substituí-lo.

- corrente máxima de fuga pela carcaça: 500 μA , em condição de primeira falta (condutor de proteção interrompido), para equipamentos B, BF ou CF. Pode ser usado o seguinte esquema, conforme figura 7:



Ch: chave inversora

EEM: equipamento eletromédico

mA: miliamperímetro

S: chave para seccionamento do condutor de proteção

F: condutor de fase

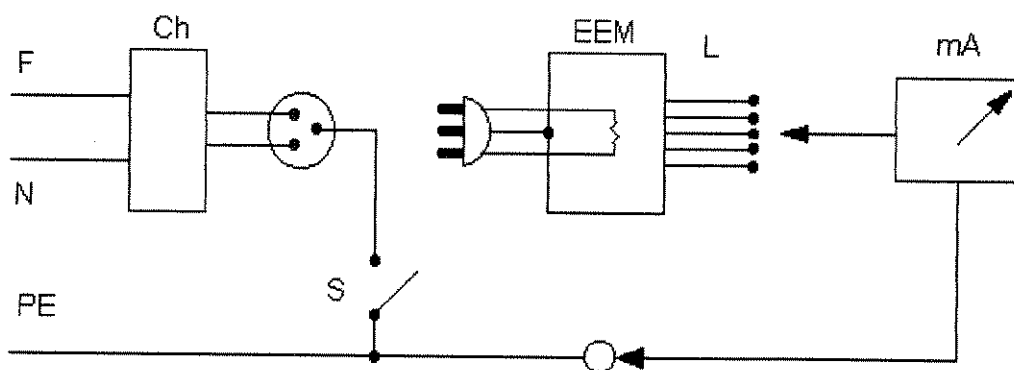
N: condutor neutro

PE: condutor de proteção

Obs.: deve ser feita também a medição com a polaridade invertida e o equipamento sempre deve estar apoiado sobre uma superfície isolante.

Figura 7 - medição da corrente de fuga pela carcaça

- correntes máximas de fuga através do paciente: 50 μA para equipamentos tipo CF e 500 μA para tipos B ou BF, em condição de primeira falta. Em operação normal, os limites são 10 e 100 μA , respectivamente. Usar o esquema conforme figura 8:



Ch: chave inversora

EEM: equipamento eletromédico

mA: miliamperímetro

S: chave para seccionamento do condutor de proteção

F: condutor de fase

N: condutor neutro

PE: condutor de proteção

L: terminais do EEM

Obs.: deve ser feita também a medição com a polaridade invertida, o EEM sempre deve estar apoiado sobre uma superfície isolante, e mede-se a corrente em cada terminal

Figura 8: medição da corrente de fuga pelo paciente

Estas medições devem ser feitas antes do início da operação dos equipamentos caso o fabricante não tenha enviado certificado ou a cada abertura do equipamento para manutenção preventiva ou corretiva.

Quando se avalia um equipamento eletromédico fica implícito que uma das funções do engenheiro é a recuperação ou a desativação de qualquer equipamento inseguro. Nesta categoria incluem-se os bisturis diretamente aterrados ou referenciados à terra (aterrados através de capacitores). São perigosos por oferecerem um caminho adicional de passagem de corrente pelo paciente aumentando muito os riscos de queimaduras ou choques. É significativo existir um hospital de grande porte, sem

possibilidades até o presente de substituir todos os seus bisturis referenciados à terra, que precise manter aviso proibindo o uso do desfibrilador enquanto a placa do bisturi aterrado estiver em contato com o paciente. Uma etiqueta colada ao desfibrilador pede que inicialmente a placa seja desconectada para só depois ser usado o desfibrilador. A razão para isso é que os desfibriladores exigem determinados valores de corrente para a ativação de seu sistema de disparo e a placa representa um caminho para o desvio de corrente e, portanto, falha da operação, além dos riscos de queimaduras.

Ainda existem bisturis valvulados em operação. Podem ser perigosos ao paciente por trabalharem com frequências à qual a impedância de entrada de alguns monitores cardíacos é baixa o suficiente para permitir a passagem de corrente pelo paciente. Além disso, apresentam outros dois inconvenientes:

- exigem inspeções freqüentes para ajuste ou troca dos centelhadores.
- a sua não linearidade produz harmônicas que interferem com outros equipamentos, notadamente monitores cardíacos, ECG's, marcapassos, podendo ainda alterar taxas de infusão de bombas e provocar alarme indevido dos LIM.

Portanto, a substituição gradual destes bisturis obsoletos deve ser feita.

Os bisturis utilizados no Centro Cirúrgico precisam ser isolados, sem referência à terra. É verdade que sempre haverá algumas impedâncias entre a sua parte energizada e a terra, mas normalmente são elevadas demais para desvios significativos de corrente. A presença de piso condutivo, necessário por motivos já citados, contribui para diminuir a impedância entre o cirurgião e a terra podendo permitir a passagem de corrente através dele. Este inconveniente pode ser minimizado pelo uso de luvas adequadas (sem perfurações) e pela manutenção da resistência do piso próxima aos valores máximos recomendados, no caso 1 MΩ.

Especificamente, devem ser medidas anualmente:

- potência fornecida pelos bisturis.
- energia fornecida pelos desfibriladores.

3) Instrumentos e recursos necessários à manutenção.

Não é o objetivo deste trabalho discorrer sobre as técnicas de manutenção corretiva e preventiva a serem empregadas pela engenharia do hospital. É mais útil agora conhecer os instrumentos e dispositivos necessários aos testes e controles sugeridos anteriormente. São:

- testador de tomadas. Funcionam com LED's e fornecem informações sobre a polarização das tomadas. Os modelos mais comuns têm três LED's e o inconveniente de não detectarem inversão entre os condutores neutro e de proteção. Portanto, sempre é necessário complementar este controle medindo-se a tensão entre os pinos terra das tomadas.
- analisadores para desfibrilador e bisturi elétrico.
- analisador de segurança elétrica. É um instrumento adequado à medição das correntes de fuga dos equipamentos eletromédicos.
- analisadores de desempenho. Pelo menos devem estar disponíveis osciloscópio, gerador de sinais, multímetros e instrumento para medição de resistência de isolamento e resistência de aterramento, mais conhecido pelo nome comercial "Megger", que contém miliamperímetro, voltímetro e fonte de corrente contínua.
- extensões com plugues tipo banana e jacaré para medidas em vários locais do hospital feitas a longas distâncias, pois os terminais dos equipamentos citados neste item têm dimensões só compatíveis com bancadas.

Estes instrumentos custam aproximadamente US\$ 10000. Não é em princípio necessário que o hospital adquira todos eles, pois pode-se admitir que alguns

controles, como a análise do desempenho de bisturis ou desfibriladores, sejam terceirizados. Entretanto é fundamental a escolha de um prestador de serviços que tenha estes instrumentos ou dispositivos para a realização destes controles, sempre com o acompanhamento e supervisão do hospital

4) Treinamento ao usuário.

As atividades de treinamento à equipe médica devem iniciar-se na chegada de um equipamento novo com o estudo dos manuais, com o acompanhamento de sua montagem e instalação pelo fabricante e através de contatos informais com a equipe médica já durante a realização dos primeiros procedimentos, pois normalmente é difícil reunir toda a equipe para uma demonstração.

É importante que o engenheiro faça um roteiro ou esquema mostrando corretamente as ligações ou conexões a serem feitas entre os diversos componentes para o uso corrente do equipamento antes de cada procedimento, e o deixe disponível para consulta das instrumentadoras ou enfermeiras.

Situações de risco na operação dos equipamentos devem ser discutidas previamente com a equipe médica junto com regras suficientemente claras sobre o que fazer quando isto ocorrer durante o procedimento. O estudo realizado em hospital mostrou que algumas interferências entre bisturis elétricos e monitores são causadas por ligações erradas da placa do bisturi ou por mau posicionamento dos eletrodos do monitor. São problemas de fácil correção desde que o engenheiro os tenha acompanhado e apresentado as correções de forma simples à equipe. Na impossibilidade de discutir todas as possíveis situações de risco, é oportuno entretanto citar outras mais, que aqui aparecem tanto pelo seu potencial de risco como pela sua taxa de repetição:

- mau aterramento da carcaça do bisturi.
- falta de controle da energia fornecida pelo desfibrilador.
- umidade na rede de ar comprimido.
- dificuldades que alguns monitores cardíacos têm para reconhecer a onda R. Às vezes seu ajuste interno permite que a onda T seja lida como onda R, fornecendo assim dupla leitura.
- alguns oxímetros têm sensores que são afetados por baixas temperaturas do paciente.
- vazamentos na saída do vaporizador em carrinhos de anestesia.
- perda da programação em bombas de infusão.

5) Discussão com a equipe médica.

Este item representa o final do guia. Se as propostas anteriores puderam ser seguidas, foi criado um ambiente seguro a pacientes e usuários. Cabe ao engenheiro o acompanhamento sistemático dos procedimentos e a troca de informações com a equipe médica. Esta, na maioria das vezes, não tem tempo para fazer relatórios de irregularidades e, mesmo que os faça, pode ter dificuldades em usar linguagem suficientemente exata e técnica. A exemplo da pesquisa citada neste trabalho, e sempre de acordo com o grau de motivação da equipe, devem ser distribuídos ocasionalmente questionários onde as respostas devem ser sintéticas, tipo sim ou não. A análise destes questionários representa importante ferramenta para o acompanhamento das condições da instalação, dos equipamentos e de seu uso.

8) DISCUSSÃO E CONCLUSÃO

Um projeto para a melhoria da segurança elétrica em ambiente hospitalar apresenta problemas significativos para sua realização:

- nem sempre a falta de segurança é evidente ou incomoda seriamente a diretoria do hospital pois os pacientes não estão aparentemente morrendo por eletrocussão, não estão sendo queimados e os diagnósticos com o auxílio de equipamentos eletromédicos continuam a ser feitos. Qualquer projeto para melhorar a situação atual vai significar despesas que podem ser vistas como desnecessárias e representar mudanças na cultura do hospital, como o programa de treinamento e participação do engenheiro em atividades até então exclusivas da equipe médica ou da administração. Estas mudanças podem gerar desgastes a todo o projeto se não tiverem um apoio bastante firme da diretoria, que só virá se a argumentação para sua implementação for clara e consistente.
- a própria equipe médica e os engenheiros podem estar acostumados a “pequenos” problemas: excesso de interferências entre equipamentos eletromédicos, descargas eletrostáticas, uso de extensões espalhadas pelo piso, níveis incômodos de temperatura, ruído e umidade. Tudo isto pode ser visto pelo usuário como normal e inevitável, principalmente se a diretoria estiver informada e conivente.
- a construção de um sistema adequado de aterramento envolve custos. A escolha do melhor esquema a um dado ambiente pode exigir a compra de novos equipamentos, como transformadores de separação ou de dispositivos de proteção para o seccionamento do circuito. Os custos da implantação do esquema IT médico, por exemplo, são consideráveis e seu uso só é obrigatório por lei se houver riscos de explosões nos locais pela presença de agentes inflamáveis. Se este risco estiver controlado, a sua colocação substituindo um esquema já existente e que ofereça

condições razoáveis de trabalho deve ser cuidadosamente analisada em função de suas vantagens. Entretanto, em locais onde as instalações elétricas sejam precárias e exijam reforma geral, este esquema IT médico é recomendável pela maior segurança a pacientes e tranquilidade a usuários.

- os investimentos iniciais em instrumentos, ferramentas e área para a manutenção das instalações elétricas e dos equipamentos eletromédicos, mesmo que algumas atividades sejam terceirizadas, são consideráveis, embora a médio prazo os custos caiam pela redução do tempo em que o equipamento fica indisponível e pela diminuição de consertos externos. Os riscos a que pacientes e usuários estão sujeitos também decrescem bastante, com repercussões na credibilidade da instituição, boa aceitação por parte do corpo clínico e vantagens frente a companhias seguradoras.

Portanto é grande a responsabilidade que cabe ao engenheiro: utilizar seus conhecimentos para conscientizar os responsáveis do hospital da necessidade de segurança elétrica, ser capaz de supervisionar ou executar as alterações e reformas que se fizerem necessárias, controlar os custos envolvidos e executar rotinas que lhe permitam avaliar periodicamente se o ambiente e os equipamentos continuam ou não seguros.

Esta tarefa é grande demais para depender de critérios empíricos ou simples opiniões pessoais. Vai depender do conhecimento da teoria, da familiarização com as normas de segurança, e da capacidade do profissional superar as inevitáveis situações de conflito no interior dos hospitais.

O guia proposto neste trabalho contempla a reforma e melhoria de instalações problemáticas. Cabe ao engenheiro adaptá-lo às características do “seu” hospital.

9) REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- AAMI. "**Electrical Safety Manual**" Association for the Advancement of Medical Instrumentation, 1996.
- ABNT. "**Equipamento Eletromédico. Parte 1: Prescrições gerais para segurança e normas associadas**": NBR IEC 601.1, 1994.
- ABNT. "**Instalações Elétricas de Baixa Tensão, procedimentos**": NBR 5410, 1990.
- ABNT. "**Requisitos de Segurança para Instalações Elétricas em Estabelecimentos Assistenciais de Saúde**": NBR 13534, 1995.
- BRASIL / MINISTÉRIO DA SAÚDE. "**Portaria n. 1884**", 1994.
- BRASIL / MINISTÉRIO DA SAÚDE. "**Portaria n. 2662**", 1995.
- BRASIL / MINISTÉRIO DA SAÚDE. "**Portaria n. 2663**", 1995.
- BRONZINO. J. "**Management of Medical Technology**" Butterworth - Heinemann, Reed Publishing, Inc., 1992.
- CARR, J. "**Biomedical Equipment - Use, Maintenance and Management**" Prentice Hall, Inc., 1992.
- COIRO, D. & AFIMIWALA, K. "Providing Fluoroscopy in the CCL (Cardiac Catheterization Laboratory) during Electrical Power Interruptions" **Biom. Instr. & Techn.**, vol. 29, n.6, pp 489-495, 1995.
- COTRIM, A. "**Instalações elétricas**" Makron Books, 1993.
- DENNY, H. "**Grounding for the Control of Electromagnetic Interference**" Don White Consultants, Inc., 1983.
- FEINBERG, B. "**Applied Clinical Engineering**" Prentice Hall, Inc., 1986.
- GEDDES, L. "**Electrical Hazards and Accidents**" CRC Press Inc., 1995.

- GEWEHR, P. "**Riscos de choques elétricos presentes no ambiente médico - hospitalar: avaliação e prevenção**" Faculdade de Engenharia Elétrica de Campinas, Unicamp, 1983.
- HOFHEINZ, W. "**Protective Measures with Insulation Monitoring - Unearthed IT Systems**" VDE-Verlag gmbh, 1993.
- IEC. "**Medical Electrical Equipment: Particular Requirements for the Safety on High Frequency Surgical Equipment**". 601.2-2, 1991.
- KUNDERMANN, G. & CAMPAGNOLO, J. "**Aterramento Elétrico**" Sagra Editora, 1991.
- MORRISON, R.; LEWIS, W. "**Grounding and Shielding in Facilities**" John Wiley & Sons, 1990.
- NFPA 99. "**Standard for Health Care Facilities**" National Fire Protection Association, Inc., 1993.
- ROTH, H.; TELTSCHER, E.; KANE, I. "**Electrical Safety in Health Care Facilities**" Academic Press, Inc., 1975.
- VALLEYLAB, "**Instruction Manuals - Force 4 and SSE2L Electrosurgical Generators**", 1989.
- WALLACE, E. & GIANETTI, G. "Electrostatic Discharge Interference in the Clinical Environment" *Biom. Instr. & Techn.*, vol.29, n.6, pp 495-499, 1995.
- WEAR, J. & SIMMONS, D. "**Hospital Safety Manual**" Scientific Enterprises Inc., 1986.
- WEBSTER, J. "**Medical Instrumentation - Application and Design**" Houghton Mifflin Company, 1992.

ANEXO I

ESTUDO DA SEGURANÇA ELÉTRICA EM AMBIENTE HOSPITALAR

Questionário ao usuário - enfermeiras supervisoras

1) Problemas relacionados ao uso da eletricidade que afetaram ou têm afetado pacientes ou usuários:

- choques elétricos
- queimaduras
- interferência em equipamentos, inclusive aquelas provocadas por outros equipamentos ou por descargas atmosféricas (raios)
- dificuldades para diagnóstico
- dificuldades para terapia
- danos ao procedimento por interrupção de energia
- necessidade de improvisações
- equipamentos biomédicos envolvidos

2) Características do ambiente e do usuário (condições gerais):

- localização e quantidade de tomadas
- fixação adequada dos plugues nas tomadas
- tomadas para 2 pinos obrigando ao uso de adaptadores
- excesso de fios pelo chão
- local e acesso dos pontos para aterramento
- iluminação - focos e luminárias normais
- refrigeração e ventilação do local
- condições de uso dos equipamentos
- treinamento da equipe
- rotatividade da equipe

3) Características da instalação elétrica (respostas do setor de manutenção):

- sistema de distribuição elétrica, inclusive aterramento
- equipamentos biomédicos envolvidos
- dificuldades para a manutenção

ANEXO II
SUGESTÃO DE PLANILHA DE OCORRÊNCIAS

OCORRÊNCIAS ELÉTRICAS NAS CIRURGIAS

sala:

período:

PACIENTE	1	2	3	4	5	6	7	8	9
queimaduras									
choque elétrico									
interferencia monitor									
interferencia oxímetro									
interferencia no foco									
falta de energia									
estática no paciente									
foi usado o rack?									
interferência no rack									
falha em equipamento									
qual ou quais ?									

observações do anestesiológico:

NOTA: favor preencher os quadros com S ou N (sim ou não)

ANEXO III

PLANILHAS PREENCHIDAS DE OCORRÊNCIAS ELÉTRICAS EM CIRURGIAS

PERÍODO: OUTUBRO E NOVEMBRO, 1995

TOTAL: 48 PÁGINAS

ocorrências elétricas nas cirurgias

sala: 1

período: 03 a 11/Outubro/95

paciente	1	2	3	4	5	6	7	8	9
queimaduras	N	N	/						
choque elétrico	N	N	N						
interferencia monitor	N	N	N ^②						
interferencia oxímetro	N	N	N ^②						
interferencia no foco	N	N	N ^② ①						
falta de energia	N	N							
estática no paciente	N	N	N						
interferencia no rack	N	N	—						
foi usado o rack? S/N	N	N	N						
falha em equipamento	N	N	N						
qual ou quais?	N	—	—						

observações:

① Nss não fixo no BSI

② Nss não BSI Mi e não usado os interferencia e no

ocorrências elétricas nas cirurgias

sala: 1

período: 16 a 21 de Outubro

paciente	1 17.10.95	2	3	4	5	6	7	8	9
queimaduras	—	?	?	?					
choque elétrico	—	S	S	S					
interferencia monitor	—	S	S	S					
interferencia oxímetro	—	S	S	S					
interferencia no foco	—	S	S	S					
falta de energia	—	—	—	—					
estática no paciente	—	S	S	S					
interferencia no rack	—	—							
foi usado o rack? S/N	N	N	N	N					
falha em equipamento	—	S	—	—					
qual ou quais ?	— resumo								

observações :

ocorrências elétricas nas cirurgias

sala: 1

período: 21 a 28 de Outubro

paciente	1 24.10	2 24/10	3	4	5	6	7	8	9
queimaduras	—	N							
choque elétrico	—	N							
interferencia monitor	—	(5)							
interferencia oxímetro	—	N							
Interferencia no foco	—	N							
falta de energia	—	N							
estática no paciente	—	N							
interferencia no rack	—	—							
foi usado o rack? S/N	N	N							
falha em equipamento	—	N							
qual ou quais?	— rosalia	+ HAISTEV							

observações : 2(26/10) INTERFERÊNCIA DO BIST. WEMO-450 N.
MONITOR (E.C.G.). DESAPARECEU 900.
ATERRAMOS O MONITOR (E.C.G.) N.
CARCAÇA DO BISTURI
ÓTIMO

ocorrências elétricas nas cirurgias

sala: 1

período: 28/10 a 4/11

paciente	1 30/10	2 31/10	3 01/11	4 03/11	5	6	7	8	9
queimaduras	N	N	N						
choque elétrico	N	N	N						
interferência monitor	SIM	SIM	POUCA						
interferência oxímetro	N	N	N						
interferência no foco	N	N	N						
falta de energia	N	N	N						
estática no paciente	SIM	SIM	N						
interferência no rack									
foi usado o rack? S/N	N	N	N						
falha em equipamento	N	N	N						
qual ou quais?	ANISTEC	ANISTEC	ANISTEC						

observações : 1/30/10: MUITA INTERF. DO BIST. WEM-B450. MONITOR TC-500. MELHOROU O ATERRAMENTO DUPLO: MONITOR - ARCAÇA, NA PAREDE
 31/10: MESMO EQUIPAMENTO, MESMO PROBLEMA, MESMA RESOLUÇÃO (17/30/10)
 1/11: TC-500, WEM-55-500 - NA PAREDE

ocorrências elétricas nas cirurgias

sala: 1

período: 6 a 10 / Novembro

paciente	1	2	3	4	5	6	7	8	9
	<u>7.11.</u>								
queimaduras	—								
choque elétrico	—								
interferencia monitor	—								
interferencia oxímetro	—								
interferencia no foco	—								
falta de energia	—								
estática no paciente	—								
interferencia no rack	—								
foi usado o rack? S/N	<u>N</u>								
falha em equipamento	—								
qual ou quais ?	—								
	<u>Resposta</u>								

observações :

ocorrências elétricas nas cirurgias

sala: 2

período: 3 a 11 / Outubro / 95

paciente	1	2	3 4/10	4 4/10	5 4/10	6 5/10	7	8	9
queimaduras				N	N	N			
choque elétrico				N	N	N			
interferência monitor	MCL-07 X	X	WAF-002 X	N	N	N			
interferência oxímetro	X			sem oxímetro	N	N			
interferência no foco				N	N	N			
falta de energia				N	N	N			
estática no paciente		X		N	N	N			
interferência no rack				—	—	N			
foi usado o rack? S/N			N	N	N	N			
falha em equipamento				N	N	N			
qual ou quais ?	—	—	—	—	—	—			

observações: PACIENTE (1): C/ uso prolongado e intermitente do bisturi elétrico, desligou todos o oxímetros. (Maíci).

PAC. Nº 3: INTERF. NO MCL-07 SOMENTE 900. ACIONADO O BISI WEM 55.500. NÃO FOI USADO OXÍMETRO.

PAC. Nº 5: 5/BISTURI. NÃO HOUVE NENHUMA INTERF.

ocorrências elétricas nas cirurgias

sala: 2

período: 6 a 10/ Novembro

paciente	1	2	3	4	5	6	7	8	9
queimaduras									
choque elétrico									
interferencia monitor									
interferencia oxímetro									
interferencia no foco									
falta de energia									
estática no paciente									
interferencia no rack									
foi usado o rack? S/N									
falha em equipamento									
qual ou quais ?									

observações :

ocorrências elétricas nas cirurgias

sala: 2

período: 16 a 21 de Outubro

paciente	1	2	3	4	5	6	7	8	9
	20/10								
queimaduras	✓								
choque elétrico	✓								
interferencia monitor	✓								
interferencia oxímetro	✓								
interferencia no foco	✓								
falta de energia	✓								
estática no paciente	✓								
interferencia no rack	✓								
foi usado o rack? S/N	✓								
falha em equipamento	✓								
qual ou quais ?	✓								

observações :

ocorrências elétricas nas cirurgias

sala: 3

período: 24 a 28 de Outubro

paciente	1	2	3	4	5	6	7	8	9
	24/10								
queimaduras	N								
choque elétrico	N								
interferencia monitor	N								
interferencia oxímetro	—								
interferencia no foco	N								
falta de energia	N								
estática no paciente	N								
interferencia no rack	—								
foi usado o rack? S/N	—								
falha em equipamento	—								
qual ou quais?	—								

observações: 1(24/10): MONITOR MAL-07 O/M AU CONTATO
NO FIO DE SAÍDA P/A ELETRICIDADE

ocorrências elétricas nas cirurgias

sala: 2

período: 28/10 a 4/11

paciente	1	2	3	4	5	6	7	8	9
	8/11	9-11							
queimaduras	—	?							
choque elétrico	—								
interferencia monitor	Sim	S							
interferencia oxímetro	—	S							
interferencia no foco	—	N							
falta de energia	—	N							
estática no paciente	—	S							
interferencia no rack	—	—							
foi usado o rack? S/N	N	N							
falha em equipamento	—	—							
qual ou quais ?	—								
	rosauro								

observações :

ocorrências elétricas nas cirurgias

sala: 2

período: 14 a 18 / Novembro

paciente	1	2	3	4	5	6	7	8	9
queimaduras	X								
choque elétrico	X								
interferencia monitor	X								
interferencia oxímetro	X								
interferencia no foco	X								
falta de energia	X								
estática no paciente	X								
interferencia no rack	X								
foi usado o rack? S/N	X								
falha em equipamento	X								
qual ou quais ?									

observações :

ocorrências elétricas nas cirurgias

sala: 2

período: 20 a 25/Novembro

paciente	1	2	3	4	5	6	7	8	9
queimaduras									
choque elétrico									
interferencia monitor									
interferencia oxímetro									
interferencia no foco									
falta de energia									
estática no paciente									
interferencia no rack									
foi usado o rack? S/N									
falha em equipamento									
qual ou quais ?									

observações :

ocorrências elétricas nas cirurgias

sala:

2

período:

27 Nov a 1 Dez

paciente	1	2	3	4	5	6	7	8	9
	27.11	28.11							
queimaduras	—	—							
choque elétrico	—	—							
interferencia monitor	S	S							
interferencia oxímetro	—	—							
interferencia no foco	—	—							
falta de energia	—	—							
estática no paciente	—	—							
interferencia no rack	—	—							
foi usado o rack? S/N	S	N							
falha em equipamento	—	—							
qual ou quais ?	—	—							
	Rosanna	Rosanna							

observações :

ocorrências elétricas nas cirurgias

sala: 3

período: 02 a 11/Outubro/95

paciente	1	2	3	4	5	6	7	8	9
		70/10							
queimaduras	✓	N	—?						
choque elétrico	✓	N	?						
interferencia monitor	SIM	N	S						
interferencia oxímetro	✓	N	S						
interferencia no foco	✓	N	Desconhecido						
falta de energia	✓	N	N						
estática no paciente	✓	N	N						
interferencia no rack	✓	N	—						
foi usado o rack? S/N	✓	N	—						
falha em equipamento	✓	N							
qual ou quais?	✓	N							

observações : O XÍMETRO NÃO TEM LEITURA E USO DO DESINTEN-TO GTOO
 (novo sem
 testes)
 velho

percebido

ocorrências elétricas nas cirurgias

sala: 3

período: 16 a 21 de Outubro

paciente	1 19/10	2 20/10	3	4	5	6	7	8	9
queimaduras	N	N							
choque elétrico	N	N							
interferencia monitor	N	N							
interferencia oxímetro	N	N							
interferencia no foco	N	N							
falta de energia	N	N							
estática no paciente	N	N							
interferencia no rack	N	N							
foi usado o rack? S/N	N	N							
falha em equipamento	N	N							
qual ou quais ?	N	N							

observações : ①(19/10) : SEM DIST. ELÉTRICO

ocorrências elétricas nas cirurgias

sala: 3

período: 21 a 28 de Outubro

paciente	1	2	3	4	5	6	7	8	9
queimaduras									
choque elétrico									
interferencia monitor									
interferencia oxímetro									
interferencia no foco									
falta de energia									
estática no paciente									
interferencia no rack									
foi usado o rack? S/N									
falha em equipamento									
qual ou quais ?									

observações :

ocorrências elétricas nas cirurgias

sala: 3

período: 28/10 a 4/11

paciente	1	2	3	4	5	6	7	8	9
queimaduras									
choque elétrico									
interferencia monitor									
interferencia oxímetro									
interferencia no foco									
falta de energia									
estática no paciente									
interferencia no rack									
foi usado o rack? S/N									
falha em equipamento									
qual ou quais ?									

observações :

ocorrências elétricas nas cirurgias

sala: 3

período: 14 a 18 / Novembro

paciente	1	2	3	4	5	6	7	8	9
queimaduras	—								
choque elétrico	—								
interferencia monitor	S								
interferencia oxímetro	S								
interferencia no foco	—								
falta de energia	—								
estática no paciente	—								
interferencia no rack	—								
foi usado o rack? S/N	N								
falha em equipamento	—								
qual ou quais ?	—								
Rosaura									

observações :

ocorrências elétricas nas cirurgias

sala: 3

período: 20 a 25/Novembro

paciente	1	2	3	4	5	6	7	8	9
queimaduras									
choque elétrico									
interferencia monitor									
interferencia oxímetro									
interferencia no foco									
falta de energia									
estática no paciente									
interferencia no rack									
foi usado o rack? S/N									
falha em equipamento									
qual ou quais ?									

observações :

ocorrências elétricas nas cirurgias

sala: 3

período: 27 Nov a 1 Dezembro

paciente	1	2	3	4	5	6	7	8	9
queimaduras	?								
choque elétrico	S								
interferencia monitor	S								
interferencia oxímetro	S								
interferencia no foco	N								
falta de energia	N								
estática no paciente	S								
interferencia no rack	N								
foi usado o rack? S/N	N								
falha em equipamento	-								
qual ou quais ?	-								

observações :

ocorrências elétricas nas cirurgias

sala: 4

período: 03 a 11/Outubro/95

paciente	1	2	3	4	5 6/10	6	7	8	9
queimaduras	N	N	N	N	—	—			
choque elétrico	N	N	N	N	—	—			
interferencia monitor	MCL07 N	N	MCL07 N	MCL07 N	MCL07 N	S			
Interferencia oxímetro	DIXTAI N	N	DX405 N	DX405 N	CRT-504 N	S (+)			
interferencia no foco	N	N	N	N	—	N			
falta de energia	N	N	N	N	—	N			
estática no paciente	N	N	N	N	—	S			
interferencia no rack	N	*	—	—	—	—			
foi usado o rack? S/N	N	N	N	N	N	N			
falha em equipamento	N	N	—	—	—	S (+)			
qual ou quais ?	—	—	—	—					

observações:

- ① USAR OXÍMETRO OUTROS EQUIPAMENTOS NO LIPK (TOMAS) E FALHANDO
- ② NO VDROR KETTER NÃO DEVE A ESFERA OU VDROR CIRE E FALHANDO

ocorrências elétricas nas cirurgias

sala: 4

período: 16 a 21 de Outubro

paciente	1 18/10	2 19.10	3 19.10	4 20/10	5 20/10	6	7	8	9
queimaduras	N	—	—	N	N				
choque elétrico	N	—	—	N	N				
interferencia monitor	N	—	—	N	N				
interferencia oxímetro	N	—	—	N	N				
interferencia no foco	N	—	—	N	N				
falta de energia	N	—	—	N	N				
estática no paciente	N	—	—	N	N				
interferencia no rack	N	—	—	N	N				
foi usado o rack? S/N	N	N	N	N	N				
falha em equipamento	N	—	—	N	N				
qual ou quais ?	N	—	—	N	N				
		romura	romura						

observações :

ocorrências elétricas nas cirurgias

sala: *4*

período: *21 a 28 de Outubro*

paciente	1 <i>22/10</i>	2 <i>23/10</i>	3	4 <i>24/10</i>	5 <i>25/10</i>	6	7	8	9
queimaduras	<i>N</i>	<i>N</i>		<i>N</i>		<i>?</i>			
choque elétrico	<i>N</i>	<i>N</i>		<i>N</i>		<i>N</i>			
interferencia monitor	<i>N</i>	<i>N</i>	<i>S</i>	<i>V</i>		<i>S</i>			
interferencia oxímetro	<i>N</i>	<i>N</i>		<i>N</i>		<i>N</i>			
interferencia no foco	<i>N</i>	<i>N</i>		<i>N</i>		<i>N</i>			
falta de energia	<i>N</i>	<i>N</i>		<i>N</i>		<i>N</i>			
estática no paciente	<i>N</i>	<i>N</i>		<i>N</i>		<i>N</i>			
interferencia no rack	<i>N</i>	<i>N</i>		<i>/</i>	<i>/</i>	<i>N</i>			
foi usado o rack? S/N	<i>N</i>	<i>N</i>	<i>S</i>	<i>/</i>	<i>/</i>	<i>S</i>			
falha em equipamento	<i>N</i>	<i>N</i>		<i>/</i>	<i>/</i>	<i>N</i>			
qual ou quais ?	<i>N</i>	<i>N</i>		<i>/</i>	<i>/</i>	<i>-</i>			

observações :

ocorrências elétricas nas cirurgias

sala: 4

período: 28/10 a 24/11

paciente	1	2	3	4	5	6	7	8	9
queimaduras									
choque elétrico									
interferencia monitor									
interferencia oxímetro									
interferencia no foco									
falta de energia									
estática no paciente									
interferencia no rack									
foi usado o rack? S/N									
falha em equipamento									
qual ou quais ?									

observações :

ocorrências elétricas nas cirurgias

sala: *4*

período: *8 a 10/Novembro*

paciente	1 <i>7/11</i>	2 <i>9/11/95</i>	3	4	5	6	7	8	9
queimaduras	<i>N</i>	<i>—</i>							
choque elétrico	<i>N</i>	<i>—</i>							
interferencia monitor	<i>S</i>	<i>S</i>							
interferencia oxímetro	<i>S</i>	<i>N</i>							
interferencia no foco	<i>N</i>	<i>—</i>							
falta de energia	<i>N</i>	<i>—</i>							
estática no paciente	<i>N</i>	<i>—</i>							
interferencia no rack	<i>N</i>	<i>—</i>							
foi usado o rack? S/N	<i>N</i>	<i>N</i>							
falha em equipamento	<i>—</i>	<i>—</i>							
qual ou quais ?		<i>—</i>							
		<i>Resumo</i>							

observações :

ocorrências elétricas nas cirurgias

sala: 4

período: 20 a 25/Novembro

paciente	1	2	3	4	5	6	7	8	9
queimaduras									
choque elétrico									
interferencia monitor									
interferencia oxímetro									
interferencia no foco									
falta de energia									
estática no paciente									
interferencia no rack									
foi usado o rack? S/N									
falha em equipamento									
qual ou quais ?									

observações :

ocorrências elétricas nas cirurgias

sala: 5

período: 3/10 a 11/10

paciente	1	2 5/10	3 9/10	4	5	6	7	8	9
queimaduras	N		N						
choque elétrico	N		N						
interferencia monitor	N	TC-500 X	N						
interferencia oxímetro	N	50% CART.	N						
interferencia no foco	N		N						
falta de energia	N		N						
estática no paciente	N		N						
interferencia no rack	N		-						
foi usado o rack? S/N	N	N	N						
falha em equipamento	N		N						
qual ou quais?	N		-						

observações: PACIENTE Nº 2: MONITOR TC-500, BISTURI DEUTRONIX B-3600

E AUMENTAMENTO DO TACADO E.C.G. DESAPARECEU (LIMPO) C/O ATER-
NIO DO TC-500 NA PAREDE (REDE DE GÁSSES), E NA CARCASA DO BISTURI
A INTERF. NO TACADO E OXÍMETRO AO SER RECONHECIDO O BISTURI:

Pac Nº 3: terra na carcaça do bisturi elétrico.

uma o aterramento da carcaça. Anotação: 11/10/10

ocorrências elétricas nas cirurgias

sala: ✓

período: 16 a 21 de Outubro

paciente	1 16.10.	2 17/10	3	4	5	6	7	8	9
queimaduras	—	N	?						
choque elétrico	—	N	?						
interferencia monitor	—	S/M	S						
interferencia oxímetro	—	S/M	S						
interferencia no foco	—	N	—						
falta de energia	—	N	N						
estática no paciente	—	S/M	S						
interferencia no rack	—	N	S						
foi usado o rack? S/N	S	N	S						
falha em equipamento	—	N	S						
qual ou quais?	—	N	BISTUR ELETRICO	qual falha?					

observações :

cirurgia ortopedia 20/10

- Detetada: o bísturi 3600 deve ser
atenuado pelo monitor (cabeça 84)

ocorrências elétricas nas cirurgias

sala: *✓*

período: *21 a 28 de Outubro*

paciente	1	2	3	4	5	6	7	8	9
queimaduras									
choque elétrico									
interferencia monitor									
interferencia oxímetro									
interferencia no foco									
falta de energia									
estática no paciente									
interferencia no rack									
foi usado o rack? S/N									
falha em equipamento									
qual ou quais ?									

observações :

ocorrências elétricas nas cirurgias

sala: 5

período: 28/10 a 4/11

paciente	1	2	3	4	5	6	7	8	9
queimaduras									
choque elétrico									
interferencia monitor									
interferencia oxímetro									
interferencia no foco									
falta de energia									
estática no paciente									
interferencia no rack									
foi usado o rack? S/N									
falha em equipamento									
qual ou quais ?									

observações :

ocorrências elétricas nas cirurgias

sala: 5

período: 6 a 10/Novembro

paciente	1	2	3	4	5	6	7	8	9
queimaduras									
choque elétrico									
interferencia monitor									
interferencia oxímetro									
interferencia no foco									
falta de energia									
estática no paciente									
interferencia no rack									
foi usado o rack? S/N									
falha em equipamento									
qual ou quais ?									

observações :

ocorrências elétricas nas cirurgias

sala: $\sqrt{\quad}$

período: 14 a 18 / Novembro

paciente	1	2	3	4	5	6	7	8	9
queimaduras									
choque elétrico									
interferencia monitor									
interferencia oxímetro									
interferencia no foco									
falta de energia									
estática no paciente									
interferencia no rack									
foi usado o rack? S/N									
falha em equipamento									
qual ou quais ?									

observações :

ocorrências elétricas nas cirurgias

sala: 6

período: 03 a 11/Outubro/95

paciente	1	2	3	4	5	6	7	8	9
		10/10							
queimaduras	/	/							
choque elétrico	N	/							
interferencia monitor	N	S							
interferencia oxímetro	/	/							
interferencia no foco	N	N							
falta de energia	N	N							
estática no paciente	N	N							
interferencia no rack	/	/							
foi usado o rack? S/N	N	N							
falha em equipamento	/	/							
qual ou quais ?									

observações :

ocorrências elétricas nas cirurgias

sala: 6

período: 16 a 21 de Outubro

paciente	1 19/10	2	3	4	5	6	7	8	9
queimaduras	N								
choque elétrico	N								
interferencia monitor	N								
interferencia oxímetro	N								
interferencia no foco	N								
falta de energia	N								
estática no paciente	N								
interferencia no rack	N								
foi usado o rack? S/N	N								
falha em equipamento	N								
qual ou quais ?	N								

observações : ②(19/10) : @/ BIST. ELÉTRICO.

ocorrências elétricas nas cirurgias

sala: 6

período: 21 a 28 de Outubro

paciente	1	2	3	4	5	6	7	8	9
queimaduras									
choque elétrico									
interferencia monitor									
interferencia oxímetro									
interferencia no foco									
falta de energia									
estática no paciente									
interferencia no rack									
foi usado o rack? S/N									
falha em equipamento									
qual ou quais ?									

observações :

ocorrências elétricas nas cirurgias

sala: 6

período: 28/10 a 4/11

paciente	1	2	3	4	5	6	7	8	9
queimaduras									
choque elétrico									
interferencia monitor									
interferencia oxímetro									
interferencia no foco									
falta de energia									
estática no paciente									
interferencia no rack									
foi usado o rack? S/N									
falha em equipamento									
qual ou quais ?									

observações :

ocorrências elétricas nas cirurgias

sala: 6

período: 6 a 10 / Novembro

paciente	1	2	3	4	5	6	7	8	9
queimaduras									
choque elétrico									
interferencia monitor									
interferencia oxímetro									
interferencia no foco									
falta de energia									
estática no paciente									
interferencia no rack									
foi usado o rack? S/N									
falha em equipamento									
qual ou quais ?									

observações :

ocorrências elétricas nas cirurgias

sala: 6

período: 14 a 18/ Novembro

paciente	1	2	3	4	5	6	7	8	9
queimaduras									
choque elétrico									
interferencia monitor									
interferencia oxímetro									
interferencia no foco									
falta de energia									
estática no paciente									
interferencia no rack									
foi usado o rack? S/N									
falha em equipamento									
qual ou quais ?									

observações :

ocorrências elétricas nas cirurgias

sala: 6

período: 20 a 25/Novembro

paciente	1	2	3	4	5	6	7	8	9
queimaduras									
choque elétrico									
interferencia monitor									
interferencia oxímetro									
interferencia no foco									
falta de energia									
estática no paciente									
interferencia no rack									
foi usado o rack? S/N									
falha em equipamento									
qual ou quais ?									

observações :

ocorrências elétricas nas cirurgias

sala: 6

período: 27 Nov a 1 Dez

paciente	1	2	3	4	5	6	7	8	9
queimaduras									
choque elétrico									
interferencia monitor									
interferencia oxímetro									
interferencia no foco									
falta de energia									
estática no paciente									
interferencia no rack									
foi usado o rack? S/N									
falha em equipamento									
qual ou quais ?									

observações :

ocorrências elétricas nas cirurgias

sala: 7

período: 2ª Nov a 1 dez

paciente	1	2	3	4	5	6	7	8	9
	28.11								
queimaduras	—								
choque elétrico	—								
interferencia monitor	Sim								
interferencia oxímetro	Sim								
interferencia no foco	—								
falta de energia	—								
estática no paciente	—								
interferencia no rack	—								
foi usado o rack? S/N	S								
falha em equipamento	—								
qual ou quais ?	—								
	nao								

observações :

ocorrências elétricas nas cirurgias

sala: 7

período: 03 a 11/Outubro/95

paciente	1	2	3 06/10	4	5 07/10	6 9/10	7	8	9
queimaduras	N	N		N		N			
choque elétrico	N	N		N		N			
interferencia monitor	N	S	X	S	X	N			
interferencia oxímetro	N	S	X			N			
interferencia no foco	N	N		N		N			
falta de energia	N	N				N			
estática no paciente	N	N				N			
interferencia no rack	N	N				N			
foi usado o rack? S/N	S	N	N	N	S	N			
falha em equipamento	N	N		N		N			
qual ou quais ?	—								

a sala 7 não tem terra

observações :

Acho que o terra colocado no parafuso do bisturi elétrico com fita adesiva e mto precário
EU TAMBÉM ACHO, DIÇO DENSO QUE SIM

PAC. N° 3 : TC-500, OHMEDA 3200, BIST. VALLANAB, TERRA NA

ocorrências elétricas nas cirurgias

sala: 7

período: 16 a 21 de Outubro

paciente	1	2	3 18.10	4 19/10	5 19.10	6 19	7	8	9
queimaduras	N	?	—	N		?	N	N	
choque elétrico	N		—	N		S	N	S	
interferencia monitor	N	S	S	N	S	S	N	S	
interferencia oxímetro	N	S	—	N		S	N	S	
interferencia no foco	N	—	—	N		N	N	N	
falta de energia	N	N	—	N		N	N	S	
estática no paciente	N		—	N		S	N	S	
interferencia no rack			—	N		—	—	—	
foi usado o rack? S/N	N	S	N	S	N	N	N	N	
falha em equipamento	N	N	—	N			N	S 15:00	
qual ou quais?	—	—	—	N			⊕1 / falta bateria	⊕2	

observações : ⊕1 → SAFONECUMMA = CIRURGIA S/ CÂMERA ⇒ NENHUMA INTERFERÊNCIA PERCEBIDA
 ⊕2 → DPO'S SUMO DE ENERGIA DA REDE, FOSS GRUPOS COM "1/2 FDSSE"

ocorrências elétricas nas cirurgias

sala: 78

período: 21 a 27 de Outubro

paciente	1 24.10	2 25.10	3 25.10	4 25.10	5 26.10	6 27/10	7	8	9
queimaduras	—	—	—	—	—	—			
choque elétrico	—	—	—	—	—	—			
interferencia monitor	—	—	—	—	S	—			
interferencia oxímetro	—	—	—	—	S	—			
interferencia no foco	—	—	—	—	—	—			
falta de energia	—	—	—	—		—			
estática no paciente	—	—	—	—	—	<u>S/N</u>			
interferencia no rack	—	—	—	—	—	—			
foi usado o rack? S/N	N	S	S	N	N	N			
falha em equipamento	—	—	—	—	—	—			
qual ou quais ?	—	—	—	—	—				
	Roxana	Roxana	Roxana	Roxana	MATOS	ANISTIAU			

observações : 6(27/10): BIST. ELÉTRICO DELTAONIX 6500. RESOLVIDO O
 C/ ATERRAMENTO DUPLO: MONITOR(TC-500) - CARCAÇA(BIST.) / MONIT.

BISTURI → MONITOR → "PARETE"

ocorrências elétricas nas cirurgias

sala: 7

período: 28/10 a 28/11

paciente	1	2	3	4	5	6	7	8	9
queimaduras									
choque elétrico									
interferencia monitor									
interferencia oxímetro									
interferencia no foco									
falta de energia									
estática no paciente									
interferencia no rack									
foi usado o rack? S/N									
falha em equipamento									
qual ou quais ?									

observações :

ocorrências elétricas nas cirurgias

sala: *F*

período: *6 a 10/Novembro*

paciente	1 <i>13/11</i>	2	3	4	5	6	7	8	9
queimaduras	—								
choque elétrico	—								
interferencia monitor	—								
interferencia oxímetro	—								
interferencia no foco	—								
falta de energia	—								
estática no paciente	—								
interferencia no rack	<i>N</i>								
foi usado o rack? S/N	<i>N</i>								
falha em equipamento	—								
qual ou quais ?	— <i>Reauna</i>								

observações :

ocorrências elétricas nas cirurgias

sala: *8*

período: *14 a 18/Novembro*

paciente	1	2	3	4	5	6	7	8	9
queimaduras									
choque elétrico									
interferencia monitor									
interferencia oxímetro									
interferencia no foco									
falta de energia									
estática no paciente									
interferencia no rack									
foi usado o rack? S/N									
falha em equipamento									
qual ou quais ?									

observações :

ocorrências elétricas nas cirurgias

sala: 7

período: 20 a 25/Novembro

paciente	1 22/11	2 22/11	3	4	5	6	7	8	9
queimaduras	—	—							
choque elétrico	—	—							
interferencia monitor	Sim	Sim							
interferencia oxímetro	—	—							
interferencia no foco	—	—							
falta de energia	—	—							
estática no paciente	—	—							
interferencia no rack	—	—							
foi usado o rack? S/N	N	N							
falha em equipamento	—	—							
qual ou quais ?	—	—							
	Resumo RG								

observações :