FUNDAÇÃO UNIVERSIDADE FEDERAL DE MATO GROSSO DO SUL
FACULDADE DE ENGENHARIAS, ARQUITETURA E URBANISMO E GEOGRAFIA
MESTRADO PROFISSIONAL EM EFICIÊNCIA ENERGÉTICA E SUSTENTABILIDADE

ANÁLISE DA QUALIDADE E SEGURANÇA ELÉTRICA EM SALA CIRÚRGICA

DEBORAH LANZA LIMA

CAMPO GRANDE - MS

ANO 2017

FUNDAÇÃO UNIVERSIDADE FEDERAL DE MATO GROSSO DO SUL
FACULDADE DE ENGENHARIAS, ARQUITETURA E URBANISMO E GEOGRAFIA
MESTRADO PROFISSIONAL EM EFICIÊNCIA ENERGÉTICA E SUSTENTABILIDADE

ANÁLISE DA QUALIDADE E SEGURANÇA ELÉTRICA EM SALA CIRÚRGICA

DEBORAH LANZA LIMA

Trabalho de Conclusão Final de Curso do Mestrado Profissional apresentado na Faculdade de Engenharias, Arquitetura e Urbanismo e Geografia da Universidade Federal de Mato Grosso do Sul, para obtenção do título de Mestre em Eficiência Energética e Sustentabilidade, na área de concentração de Eficiência Energética.

Orientadora: Profª. Drª. Andréa Teresa Riccio Barbosa.

CAMPO GRANDE - MS
SETEMBRO / 2017

FOLHA DE APROVAÇÃO

AGRADECIMENTO

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

FIGURA 1 - Ligações TN. Sistema TN-C à esquerda e TN-S a direita 36
FIGURA 2 - Sistema de aterramento TT 37
FIGURA 3 - Representação do sistema isolado IT - Médico com DSI 38
FIGURA 4 - Fios próximos funcionam como um capacitor 41
FIGURA 5 - Representação do esquema de aterramento do sistema TN-S e do sistema IT de um alimentador trifásico. Observa-se que apenas o condutor PE é conectado às massas (Desenho adaptado da NBR 5410). 42
FIGURA 6 - No primeiro esquema (de cima para baixo) está ilustrado o filtro comercial normal, com capacitores de 3,3 nF (Cy) entre os condutores de alimentação e o de proteção. O segundo esquema ilustra filtros especiais para EEM que não possuem capacitores entre os condutores de alimentação e o aterramento. Entretanto, são pouco encontrados nos equipamentos médicos 43
FIGURA 7 - Sistema IT usado em uma sala de cirurgia. O DSI não está representado. O contato acidental é realizado por uma resistência ôhmica de 51 kW 44
FIGURA 8 - Luminária de luz direta 53
FIGURA 9 - Luminária de luz direta utilizada em CC 53
FIGURA 10 - Luminária tipo calha 54
FIGURA 11 - Comparação de potência, durabilidade e consumo das lâmpadas 55
FIGURA 12 - Forma de onda de tensões e correntes elétricas de um sistema que atende às condições ideais 62
FIGURA 13 - Transitório impulsivo 63
FIGURA 14 - Transitório oscilatório 64
FIGURA 15 - Interrupção 65
FIGURA 16 - Afundamento de tensão 65
FIGURA 17 - Elevação de tensão 66
FIGURA 18 - Desequilíbrio de tensão 68
FIGURA 19 - Flutuação de tensão 69
FIGURA20 - Forma de onda com harmônicas 70
FIGURA 21 - Forma de onda com inter-harmônica 71
FIGURA 22 - Forma de onda com nível contínuo 72

FIGURA 23 - Forma de onda com recortes em comutação 73
FIGURA 24 - Forma de onda com ruído 74
FIGURA 25 - Distúrbios da qualidade da energia 74
FIGURA 26 - *Lay-out* do Centro Cirúrgico 92
FIGURA 27 - Disposição dos equipamentos de medição e EEM 94
FIGURA 28 - Disposição das tomadas e luminárias 95
FIGURA 29 - Quadros elétricos do CC 96
FIGURA 30 - Disposição das tomadas na sala G 97
FIGURA 31 - Foto de extensões existente na sala cirúrgica 99
FIGURA 32 - Nível de tensão em cada tomada da sala G 100
FIGURA 33- Multímetro digital portátil 100
FIGURA 34 - Nível de iluminância emitido por cada luminária na sala G do HUMAP 101
FIGURA 35 - Luxímetro digital 102
FIGURA 36 - Esquema para luminárias de Led 103
FIGURA 37 - Analisador de Energia. Modelo 434-II 104
FIGURA 38 - Esquema de ligação dos equipamentos de medição 104
FIGURA 39 - Representação gráfica da tensão (valor mínimo e máximo RMS) 106
FIGURA 40 - Valores médios de tensão e número de eventos 107
FIGURA 41 - Representação gráfica da corrente (valor mínimo e máximo RMS 108
FIGURA 42- Frequência Assimétrica 110
FIGURA 43 - Histograma dos valores percentuais das harmônicas de tensão e corrente 112
FIGURA 44 - Esquema de utilização do Protegemed em salas cirúrgicas 117
FIGURA 45 - Imagem da estrutura interna de um painel com três circuitos do Protegemed, um para cada ponto de tomada 118
FIGURA 46 - Esquema previsto para funcionamento do sistema completo do Protegemed em um hospital 120
FIGURA 47 - Protegemed utilizado 121
FIGURA 48 - Equipamento de testes 122
FIGURA 49 - Esquema de ligação utilizado no teste 123
FIGURA 50 - Interface apresentada pelo Protegemed com os resultados dos testes de

laboratório 124
FIGURA 51 - Escala de periculosidade de macrochoque e microchoque em mA 126
FIGURA 52 - Esquema de ligação do Protegemed na sala G do HUMAP 129
FIGURA 53 - Formas de onda da tensão 132
FIGURA 54 - Formas de onda da corrente 133
FIGURA 55 - Esquema de ligação dos varistores 135
FIGURA 56 - Ilustração do comportamento da corrente em um circuito com proteção contra sobretensão 136
FIGURA 57 - Tomada utilizada para teste 137
FIGURA 58 - Esquema de ligação do teste 137
FIGURA 59 - Ilustração do monitoramento de corrente 139
FIGURA 60 - Ilustração de monitoramento de corrente de terra

LISTA DE TABELAS

TABELA 1 - Planejamento dos ambientes (áreas), tarefas e atividades com a especificação da iluminância, limitação de ofuscamento e qualidade da cor 56

TABELA 2 Implicação de alguns distúrbios da qualidade da energia elétrica 79

TABELA 3 - Limites de distorção de tensão – IEEE 519 114

TABELA 4 - Níveis de tensão harmônica individual em redes de baixa tensão. IEC1000 114

TABELA 5 – Testes de laboratório 127

TABELA 6 - Captura de eventos de fuga a partir do monitor multparamétrico 128

TABELA 7 - Captura de evento a partir do bisturi elétrico 129

TABELA 8 – Dado do Protegemed e do analisador de energia 134

TABELA 9 – Teste de sobretensão 138

LISTA DE EQUAÇÕES

Equação 1 59
Equação 2 60

LISTA DE SIGLAS E ABREVIATURAS

AMIU Aspiração Manual Intra Uterina

ANEEL Agência Nacional de Energia Elétrica

CBEMA Computer and Business Equipment Manufactures Association

CA Corrente Alternada

CC Centro Cirúrgico

CLP´S Controladores Lógicos Programáveis

CVT Constant Voltage Transformer

DPS Dipositivos de Proteção Contra Surtos

DR Dispositivos Diferenciais Residuais

EAS Estabelecimentos Assistenciais de Saúde

EEM Equipamentos Eletromédicos

EPRI Electrotechinal Power Research Institute

GMG Grupos Motor Gerador

HSUP Hospital São Vicente de Paulo

INPI Instituto Nacional de Propriedade Industrial do Brasil

IEEEInstituto de Engenheiros Eletricistas e Eletrônicos

ITI Information technology industry council

LED Light emitter diode

LFC Lâmpadas fluoresentes compactas

LIM Line isolation monitoring

LUXUnidade de iluminamento

MT Instalação em média tensão

PWM Pulse width modulation

QBGTS Quadro Geral de Baixa Tensão

QEE Qualidade de Energia Elétrica

RDC Resolução da Diretoria de Colegiado

RLUH Royal Liverpol University Hospital

RN Recém Nascido

RPA Recuperação Pós-anestésica

SMES Superconductor Magnetic Energy Storge

SPDA Sistema de Proteção Contra Descargas Atmosféricas

TN-STerra e neutro separados

UFU Universidade Federal de Uberlândia

UTI Unidade de Terapia Intensiva

UTQ Internação para Tratamento de Queimados

LISTA DE SÍMBOLOS

%	Porcentagem
A	Unidade de corrente elétrica em Ampere
CV	Unidade de potência em cavalo-vapor
h	Unidade de tempo em hora
HP	Unidade de potência em *horsepower*
HZ	Unidade de frequência em hertz
Kg/cm^2	Unidade de pressão em quilograma por centímetro quadrado
kVA	Unidade de potência ativa em quilovolt-ampere
kVAr	Unidade de potência reativa em quilovolt-ampere reativo
kW	Unidade de potência elétrica em quilowatt
kWh	Unidade de energia elétrica em quilowatthora
LUX	Unidade de iluminamento em Lux
m	Unidade de comprimento em metro
m^2	Unidade de área em metro quadrado
m^3	Unidade de volume em metros cúbico
min	Unidade de tempo em minuto
Mm	Unidade de comprimento em milímetro
MWh	Unidade de energia em megawatthora
Pb	Potência da bomba hidráulica
V	Unidade de tensão elétrica em Volt
Vac	Unidade de tensão elétrica emVolt (em regime de corrente alternada)
η	Rendimento

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO 18

1.1OBJETIVO GERAL 19

1.1.1 Objetivos específicos 19

1.2 JUSTIFICATIVA 19

1.3 ESTRUTURA DA DISSERTAÇÃO 22

2 INSTALAÇÃO ELÉTRICA HOSPITALAR 24

2.1 COMPONENTES DO SISTEMA ELÉTRICO HOSPITALAR 25

2.1.1 Instalações em média tensão (MT) 25

2.1.2 Subestação rebaixadora de tensão 25

2.1.3 Sistema de geração e co-geração de energia 25

2.1.4 Sistema *no-breaks* 26

2.1.5 Distribuição de energia em baixa tensão 26

2.1.6 Sistema de aterramento equipotencial 26

2.1.7 Protetores de surtos 26

2.1.8 Seletividade elétrica 27

2.2 SISTEMA DE EMERGÊNCIA 27

2.2.1 Classes 27

2.2.2 Grupos 28

2.2.3 Classificação dos locais em grupos e classes 29

2.2.3.1 Ambulatório 29

2.2.3.2 Atendimento imediato 29

2.2.3.3 Internação 30

2.2.3.4 Apoio ao diagnóstico e terapia 31

2.2.3.5 Apoio técnico 33

2.3 PROTEÇÃO 33

2.3.1 Aterramento 34

2.3.1.1 Classificação dos Sistemas de Aterramento 35

2.3.2 Sistema ITmédico 38

2.3.3 Capacitâncias parasitas 40

2.4 NORMAS APLICÁVEIS 45

2.4.1 Norma brasileira 5410 (2008) 45

2.4.2 Norma brasileira 13534 (2008) 46

2.4.3 Norma brasileira ISO/CIE 8995-1 (2013) 47

2.4.4 RDC Nº50 DE 2002 47

2.4.5 Norma brasileira NBR 10898 (2013) 48

2.4.6 Norma brasileira 5419 (2015) 49

3 EFICIENCIA ENERGÉTICA HOSPITALAR 50

3.1 INSTALAÇÕES ELÉTRICAS EM CENTRO CIRÚRGICO 50

3.1.1 Estrutura física 51

3.1.2 Iluminação 52

3.1.3 Tomadas 56

4 QUALIDADE DE ENERGIA 58

4.1 CONDIÇÕES IDEAIS DE OPERAÇÃO DE UM SISTEMA ELÉTRICO 59

4.1.1 Forma de onda senoidal 59

4.1.2 Amplitude constante 59

4.1.3 Frequência constante 60

4.1.4 Fases equilibradas 60

4.1.5 Fator de potência unitário 60

4.1.6 Perdas mínimas 61

4.1.7 Condições reais de operação 61

4.2 PRINCIPAIS DISTÚRBIOS ASSOCIADOS À QUALIDADE DA ENERGIA 62

4.2.1 Transitórios 62

4.2.2 Variações de tensão de curta duração 64

4.2.3 Variações de tensão de longa duração 66

4.2.4 Desequilíbrio de tensão 67

4.2.5 Flutuação de tensão 68

4.2.6 Variação da frequência 69

4.2.7 Distorções na forma de onda 70

4.3 CONSEQUÊNCIAS DE ALGUNS DISTÚRBIOS RELACIONADOS COM A QUALIDADE DA ENERGIA ELÉTRICA (QEE) 75

4.3.1 TRANSITÓRIOS 75

4.3.2 DEPRESSÃO DE TENSÃO 75

4.3.3 HARMÔNICOS 76

4.3.3.1 Perdas adicionais e aquecimento em máquinas elétricas e capacitores 76

4.3.3.2 Interferências 76

4.3.3.3 Aumento da corrente de neutro 77

4.3.3.4 Erros em instrumentos convencionais por efeitos harmônicos 77

4.3.3.5 Aumento de perdas em condutores 78

4.4 ALGUMAS MEDIDAS TÉCNICAS E OPERACIONAIS DE MITIGAÇÃO DE ALGUNS DISTÚRBIOS DA QUALIDADE DE ENERGIA ELÉTRICA 81

4.5 NORMAS REFERENTES À QUALIDADE DE ENERGIA ELÉTRICA 82

4.6 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA 83

5 METODOLOGIA 88

5.1 CARACTERIZAÇÃO DO AMBIENTE DE ESTUDO 90

5.1.1 Centro cirúrgico 91

5.2 OBTENÇÃO DOS DADOS 95

5.2.1 Dados e análise sobre a instalação elétrica 95

5.2.1.1 Fornecimento de energia 95

5.2.1.2 Iluminação 100

5.2.2 Qualidade de energia 103

5.2.2.1 Descrição do circuito 104

5.2.2 Resultados 105

5.2.3 Análise de corrente de fuga (PROTEGEMED) 116

5.2.3.1 Circuito Protegemed alimentado com sistema IT-médico 116

5.2.3.2 Teste do PROTEGEMED 120

5.2.3.3 Circuito PROTEGEMED com sistema TN-S existente no CC do HUMAP 127

5.2.3.4 Análise simultânea do analisador de energi e o PROTEGEMED 131

5.2.3.5 Teste de sobretensão do PROTEGEMED 134

6 DISCUSSÃO **140**

6.1 CONCLUSÃO **141**

REFERÊNCIAS 142

RESUMO

Nesse projeto, o ambiente a ser estudado foi o Centro Cirúrgico (CC) do Hospital Universitário Maria Aparecida Pedrossian (HUMAP), o qual atende a população regional e serve como local para atividades dos cursos de graduação. O objetivo desse trabalho foi realizar medições para análise de eficiência energética, com ênfase em qualidade de energia e segurança elétrica, que estejam comprometendo as atividades e segurança de pacientes e funcionários. Atualmente, durante um projeto elétrico envolvendo Estabelecimentos Assistenciais de Saúde, além das normas e procedimentos seguidos em projetos prediais, são utilizados normas e manuais de recomendações específicos. A preocupação com a eficiência nas instalações elétricas deve ser maior quando se tratar de ambientes em que o paciente fique totalmente vulnerável, como ocorre no CC. Essa instalação deve estar em perfeito funcionamento, pois os pacientes encontram-se na maioria das vezes sedados ou em contato direto com algum equipamento eletromédico (EEM). A proposta do trabalho foi obter informações sobre os parâmetros elétricos através de um analisador de energia, de um medidor de corrente de fuga de EEM, de um luxímetro para medir o nível de iluminância do ambiente e de um voltímetro para medição do nível de tensão de várias tomadas. Alguns ensaios foram realizados em laboratório para verificação de funcionamento de equipamento ou comprovação de medições necessárias. Além disso, verificou-se a disposição dos elementos da instalação elétrica, com verificação de atendimento de norma específica para ambiente hospitalar. Certificou-se que há várias deficiências nas instalações, como a utilização do sistema de aterramento TN-S, iluminação insuficiente de acordo com a norma, número de tomadas insuficientes para realização das atividades, ausência de uma fonte de energia elétrica de emergência, que entre em funcionamento instantaneamente e a ocorrência de correntes de fuga em EEM. O trabalho também enfatiza a insuficiência do sistema de aterramento estipulado por norma (IT-médico) para CC, que impossibilita proteger completamente os pacientes e funcionários contra riscos de microchoques, sendo o equipamento supervisor de corrente de fuga utilizadonesse trabalho, uma alternativa para identificar esse problema. A contribuição do trabalho consiste no diagnóstico das deficiências encontradas nas instalações do CC, nas propostas de mitigação dessas deficiências, e também em um melhoramento no equipamento usado para supervisão de correntes de fuga.

Palavras-chave: Eficiência energética. Qualidade de energia. Segurança hospitalar.

ABSTRACT

In this project, the environment to be studied was the Surgical Center (SC) of the Universitary Hospital Maria Aparecida Pedrossian (UHMAP), which serves the regional population and serves as a place for undergraduate activities.The objective of this work was to carry out measurements for energy efficiency analysis, with emphasis on energy quality and electrical safety, which are compromising the activities and safety of patients and employees. Nowadays, during an electric project involving Health Care Facilities, in addition to the norms and procedures followed in building projects, more specific standards and guidelines are used. The concern with the efficiency in the electrical installations should be greater when dealing with environments where the patient is totally vulnerable, as in the SC.This installation should be in perfect working order, because the patients are mostly sedated or in direct contact with some electromedical equipment. The purpose of this work was to obtain information about the electrical parameters through an energy analyzer, an EME leakage current meter, a luxmeter to measure the ambient illumination level and a voltmeter for measuring the voltage level of several contact boxes. Some tests were performed in the laboratory for verification of equipment operation or verification of necessary measurements. In addition, it was verified the disposal of the elements of the electrical installation, with verification of attendance of specific norm for hospital environment. It has been certified that there are several deficiencies in the SC of the UHMAP installations, such as the use of the TN-S ground system, insufficient lighting according to the norm, insufficient number of sockets to carry out the activities, absence of an Emergency operation, which starts operating instantaneously and the occurrence of leakage currents in EME. The work also emphasizes the insufficiency of the grounding system stipulated by standard (IT-doctor) for SC, which makes it impossible to fully protect patients and employees against micro-shocks risks, being the leakage current monitoring equipment used in this work, an alternative to identify this problem. The contribution of this work is the diagnosis of the deficiencies found in the SC installations, in the proposals to mitigate these deficiencies, and also in an improvement in the equipment used for the supervision of leakage currents.

Key Words: Energy efficiency, energy quality, hospital safety.

1 INTRODUÇÃO

À medida que os benefícios da energia elétrica passam a fazer parte do dia-a-dia das pessoas, é natural que se inicie um processo de discussão quanto à qualidade desse insumo. Eficiência Energética abrange desde a continuidade de entrega de energia, pois qualquer interrupção pode ocasionar vários problemas, até o bom desempenho das instalações elétricas.

No sistema elétrico hospitalar não é possível aceitar falhas, mesmo que pequenas, já que se realiza um atendimento à pessoas debilitadas. Afim de se atender todas as particularidades de um projeto elétrico hospitalar é necessário que sejam obedecidas, além das normas e procedimentos seguidos em projetos prediais, todas as normas e manuais de recomendações mais específicos.

Os Equipamentos Eletromédicos (EEM) são equipamentos elétricos destinados a diagnóstico, tratamento ou monitoramento do paciente, sob supervisão médica, que estabelece contato físico ou elétrico com o paciente (ABNT, 1994). Em Centros Cirúrgicos (CC) esses equipamentos desempenham funções vitais, fazendo com que a vida dos pacientes dependa deles.

O perfeito funcionamento dos EEMs é um dos fatores primordiais para um atendimento seguro em hospitais. Para isso é necessário ter um sistema elétrico funcionando apropriadamente e com qualidade, bem como funcionários que saibam usá-los corretamente.

Diversos aspectos permitem a avaliação da qualidade de energia elétrica, entre eles pode-se citar a continuidade do fornecimento, o nível de tensão, as oscilações de tensão, os desequilíbrios e as distorções harmônicas. A falta de eficiência, no que diz respeito à qualidade da energia elétrica, tem efeito direto no desempenho dos EEMs, mesmo que não ocorram interrupções. Isso normalmente só é percebido de forma difusa, através de falhas de funcionamento em alguns equipamentos (MEHL, 2012).

Nota-se ainda que o bom funcionamento dos sistemas de isolamento e aterramento é primordial. Qualquer falha nesse sentido pode fazer com que correntes indevidas circulem fora do EEM, causando choques elétricos nos pacientes e na equipe técnica.

As falhas de isolação de aterramento resultam em riscos de macrochoques, que são

choques perceptíveis, e os de microchoques que são os não perceptíveis, uma vez que a corrente elétrica fica abaixo do limiar de percepção. Muitas vezes os pacientes atingidos pelo microchoque estão em condições debilitadas, ou sedados, durante um processo cirúrgico em que os EEMs estão em contato direto com partes da pele em que não há a proteção isolante.

Salienta-se que, com o estudo da eficiência energética nas instalações e o auxílio das normas vigentes, é possível estabelecer o que deve ser feito para garantir o atendimento das necessidades próprias do local sem comprometer a segurança dos pacientes e do corpo clínico.

1.1 OBJETIVO GERAL

O objetivo desse trabalho é realizar medições para análise de eficiência energética com ênfase em qualidade de energia e segurança elétrica em salas cirúrgicas.

1.1.1 Objetivos específicos

- Analisar a eficiência das instalações elétricas do centro cirúrgico;
- Obter parâmetros de Qualidade de Energia do circuito;
- Obter a corrente diferencial de fuga de um EEMs;
- Analisar e comparar os parâmetros dos equipamentos de medição;
- Recomendar ações para melhoria da eficiência energética.

1.2 JUSTIFICATIVA

O ambiente hospitalar, devido às suas características intrínsecas, submete pacientes e funcionários a riscos e situações de perigo provocadas por fenômenos de natureza elétrica,

muitas vezes de difícil identificação e controle.

A preocupação com a eficiência nas instalações elétricas deve ser maior quando se tratar de ambientes em que o paciente fica totalmente vulnerável, como ocorre no Centro Cirúrgico (CC). As instalações elétricas em CC devem estar em perfeito funcionamento, pois os pacientes encontram-se na maioria das vezes sedados e em contato direto com algum EEM.

Segundo Hein (1996), não existem estatísticas da quantidade de acidentes que ocorrem no ambiente hospitalar por causas elétricas devido à complexidade destes efeitos cujos acidentes, muitas vezes, são atribuídos a outras causas.

Desta forma, caso haja alguma falha nas instalações ou nos EEMs, é possível que ocorra um óbito, sendo este muitas vezes relacionado a outros fatores diversos.

O desenvolvimento tecnológico trouxe benefícios para o atendimento clínico, com o uso de EEM cada vez mais complexos, oferecendo melhores resultados em diagnósticos, terapias e intervenções cirúrgicas. No entanto, esses benefícios oferecidos vêm acompanhados de riscos de choque elétrico, uma vez que esses EEMs necessitam de corrente elétrica para seu funcionamento.

Problemas nos sistemas de aterramento e isolação podem ocasionar choques elétricos de maior ou menor intensidade. Os microchoques são menos intensos que os macrochoques, porém, apesar dos valores de corrente serem menores, seus efeitos podem ser tão prejudiciais à saúde quanto os macrochoques, havendo casos relatados na literatura de mortes atribuídas a eles (CHAMBER, 1979).

A norma IEC 60364 determina a adoção do sistema IT, que é um sistema de alimentação isolado para centros cirúrgicos, em especial onde são ligados equipamentos que dão suporte à vida.

Em instalações antigas podem ser encontrados outros sistemas de alimentação em CC, como o sistema TN-S. Nesse sistema são utilizados condutor neutro e condutor fase, podendo ocorrer o contato acidental do condutor fase com um ponto aterrado, ocasionando a interrupção da alimentação elétrica e desarmando o disjuntor de proteção.

No sistema IT os condutores de alimentação não possuem tensão referenciada ao condutor de aterramento. Isto significa que, ao colocar a mão no condutor de aterramento e a outra em qualquer um dos condutores de alimentação, nenhuma corrente perigosa circularia

pelo corpo (REBONATTO, 2015).

O uso do sistema IT médico é muito importante em CC, mas não é o suficiente por conta própria, pois existem capacitâncias parasitas no transformador de separação, na distribuição dos condutores em seus eletrodutos, nos EEMs e capacitâncias de filtros de linha. Em consequências dessas capacitâncias parasitas, podem ocorrer fugas de corrente em EEMs ocasionando microchoques.

Com intuito de contornar esse problema, diminuindo o risco de microchoques elétricos em pacientes, alguns pesquisadores desenvolveram um sistema de proteção adicional para o sistema IT médico, que está sendo avaliado e melhorado desde 2009. Este conjunto de hardware e *software* é conhecido como Protegemed (SPALDING, 2009).

Os eventuais problemas que interferem na qualidade da energia também apresentam um risco para a segurança dos pacientes, sendo que a má qualidade de energia pode ser resultante do fornecimento inadequado da concessionária de energia, como também pode ser gerada na própria instalação do cliente.

Com o avanço da tecnologia os EEM têm sido aprimorados, constituídos por cargas não lineares (diodos, transistores e tiristores) que necessitam de qualidade de energia elétrica adequada para as suas operações. Embora essas cargas contribuem como novas tecnologias, provocam a geração de alguns distúrbios relacionados à utilização da energia, promovendo distúrbios na qualidade de energia.

Estes distúrbios em alguns casos, podem até provocar possíveis falhas no funcionamento de alguns EEM, como queima de placas eletrônicas, reinicializações e desligamentos de forma indesejada, interferências em equipamentos de diagnóstico por imagem, possíveis operações erráticas em processos de monitoração e controle hospitalar, entre muitas outras consequências.

Dentre todos os distúrbios e suas consequências, tem-se a variação de tensão da rede elétrica, afundamentos e elevações de tensão instantâneas, momentâneas e temporárias, cintilação, transitórios de tensão na ordem de 2 a 5 vezes maior que a nominal, surtos de tensão (Raios), espectro das harmônicas de tensão e corrente e suas distorções totais entre outros parâmetros.

1.3 ESTRUTURA DA DISSERTAÇÃO

A dissertação está dividida em 6 capítulos. No capítulo 1 foram descritos os objetivos geral e específicos, os quais este trabalho procura atingir, e também a justificativa de sua realização.

O capítulo 2 abordará as Instalações Elétricas Hospitalares, uma vez que instalações no ambiente hospitalar se diferenciam de ambientes residenciais, comerciais e industriais. Serão apresentadas as normas vigentes que estabelecem as exigências para instalações elétricas em EAS, componentes do sistema elétrico nos hospitais, sistema de emergência, sistema de proteção, em especial o sistema IT-médico e capacitâncias parasitas no sistema.

O centro cirúrgico (CC) de um sistema hospitalar é uma área onde a necessidade de um bom nível nas instalações elétrica é vital. Para tanto, critérios mínimos devem ser seguidos. O capítulo 3 trata sobre eficiência nas instalações elétricas nos CC, particularidades, estrutura física, sistema de iluminação e tomadas.

O capítulo 4 apresenta a teoria sobre a Qualidade de Energia Elétrica (QEE) e sua relação com a eficiência do sistema elétrico. Serão descritas as condições ideais de operação de um sistema elétrico, os principais distúrbios associados à QEE, as consequências de alguns distúrbios, algumas medidas técnicas e operacionais de sua mitigação e normas referentes à QEE. Os problemas de qualidade podem se originar tanto na rede elétrica da concessionária como no sistema interno de distribuição do consumidor.

No capítulo 5 será apresentada a metodologia utilizada. A partir de equipamentos específicos foi possível se obter os valores de parâmetros elétricos do nível de tensão, de corrente e de harmônicos, presentes no local e fazer também uma avaliação se haveria corrente de fuga nos equipamentos eletromédicos, que pudessem representar risco de choque elétrico no paciente. Alguns ensaios foram realizados em laboratório para verificação de funcionamento de equipamento ou comprovação de medições necessárias. Além disso, verificou-se a disposição dos elementos da instalação elétrica, com verificação de atendimento de norma específica para ambiente hospitalar.

O capítulo 6 apresenta a discussão do diagnóstico realizado nas instalações elétricas do CC, além de recomendações, visando a adequação das partes envolvidas. Será exposto um

parecer sobre a importância das atividades realizadas e a contribuição que foi adquirida para o HUMAP da UFMS. Também será apresentada a Conclusão da dissertação e sugestões de trabalhos futuros, que vêm a enriquecer a pesquisa realizada.

2 INSTALAÇÃO ELÉTRICA HOSPITALAR

As instalações elétricas de um hospital necessitam de normas técnicas específicas que devem ser seguidas rigorosamente a fim de promover a segurança de pacientes e do corpo clínico. Muitas vezes, porém, devido à escassez de recursos e de profissionais especializados na área elétrica no setor de saúde, a implementação da infra-estrutura não acompanha a evolução tecnológica dos EEMs.

Observa-se que neste ambiente não é possível considerar aceitáveis as falhas no sistema elétrico nem nos equipamentos, pois neste caso, o estado de saúde do paciente e do corpo clínico pode ser afetado, além de poder ocasionar uma perda de receita no hospital (PINO; PEREIRA, 2011).

A ineficiência das instalações pode causar riscos tanto pela falta do funcionamento correto dos equipamentos médico hospitalar, bem como o risco de choques elétricos em pacientes e no corpo clínico devido ao contato direto ou indireto com equipamentos ou com parte da instalação elétrica. Os efeitos causados em um ser humano após o choque dependem de fatores como a intensidade, o tempo, o caminho percorrido pela corrente no corpo e as condições biológicas do mesmo, podendo gerar consequências graves. Para evitar isso é possível tomar diversas medidas que dependem do tipo de carga instalada no setor (GEWEBR, 1983).

Nota-se ainda que com a evolução tecnológica constante em todas as áreas de conhecimento, incluindo a de equipamentos usados em EAS, surgiram também alguns problemas, tais como a falta de normalizações específicas para equipamentos, projetos e execução de instalações e profissionais especialistas sobre o tema (RAMIREZ; CALIL, 2000).

2.1 COMPONENTES DO SISTEMA ELÉTRICO HOSPITLAR

Segundo Coutinho (2016), devem ser dimensionados e implementados alguns componentes para o Sistema Elétrico de um hospital, tais como:

2.1.1 Instalações em média tensão (MT)

No território brasileiro geralmente são disponibilizados pelas Concessionárias locais infra-estruturas de Média tensão em 13,8kV, 21kV e 34,5kV para os Hospitais.

2.1.2 Subestação rebaixadora de tensão

A Subestação elétrica é o local onde ocorre o rebaixamento da Tensão fornecida pela Concessionária para a tensão de alimentação das cargas elétricas do Hospital (380V, 220V e 127V).

2.1.3 Sistema de geração e co-geração de energia

Existem as seguintes modalidades para gerar energia de forma alternativa nos Hospitais, sendo:

• Geração *Stand By* – Sistema de Geração em Emergência;

• Geração em horário de ponta – Paralelismo com a Concessionária;

•Co-Geração de Energia – Planta de Geração de energia (24 horas) com reaproveitamento térmico;

Para atender as normas vigentes as organizações hospitalares devem possuir a Geração *Stand-By* ou Sistema de Geração em Emergência, restabelecendo energia para as cargas críticas em até 15 segundos.

2.1.4 Sistema *no-breaks*

Sistema de Energia Condicionada para atender as áreas de altíssima criticidade. Pode ser adotado o conceito de *No-Breaks* Centrais ou Distribuídos, porém, para setores de atendimentos críticos devem ser utilizados equipamentos redundantes.

2.1.5 Distribuição de energia em baixa tensão

A distribuição de energia nas dependências hospitalares se dá através de *bus-ways*, cabos e painéis nas categorias (Normal, Emergência e *No-Break*), bem como, a distribuição em réguas eletromédicas, réguas estativas e demais acessórios de apoio.

2.1.6 Sistema de aterramento equipotencial

Deve ser instalado um sistema confiável de aterramento para que todas as instalações tenham a mesma referência (equipotencialização), reduzindo o risco de choques, mau funcionamento dos equipamentos e danos aos equipamentos eletroeletrônicos. Diferentemente do aterramento convencional, que necessita obrigatoriamente que os elementos condutores tenham contato direto com a terra, a equipotencialização não envolve a ligação direta com a terra. Isso acontece devido à premissa básica desse processo de colocar os condutores no mesmo potencial entre si.

2.1.7 Protetores de surtos

Devem ser instalados para proteção complementar das cargas importantes. Os Dispositivos de proteção contra surtos (DPS) são capazes de evitar qualquer tipo de dano,

descarregando para a terra os pulsos de alta-tensão causados pelos raios. A causa mais frequente da queima de equipamentos eletrônicos é a sobretensão causada por descargas atmosféricas ou manobras de circuito. A aplicação do DSP serve para evitar esses transtornos.

2.1.8 Seletividade elétrica

É a propriedade de uma instalação que, no caso de falta de energia elétrica, deve-se abrir o dispositivo de proteção contra curtos-circuitos que estiver mais próximo do ponto de falta. Com isto, a parte do circuito que fica inoperante será a menor possível.

A propriedade de escolher entre dois dispositivos de proteção que vai ser desligado é denominada discriminação, a qual vai garantir a seletividade.

2.2 SISTEMA DE EMERGÊNCIA

Os EAS contêm muitos EEMs onde tornam-se imprescindíveis as análises da interação entre eles e a própria instalação a que estão ligados. Em consequência disso, estas instalações requerem um sistema de alimentação de emergência capaz de fornecer energia elétrica no caso de interrupções por parte da concessionária de energia ou quedas superiores a 10% do valor nominal, por um tempo superior a 3 segundos.

2.2.1 Classes

A NBR 13534 (2008) divide as instalações de emergência em 3 classes, de acordo com o tempo de restabelecimento da alimentação. São elas:

•Classe 0.5

Trata-se de uma fonte capaz de assumir automaticamente o suprimento de energia em no máximo 0,5 segundos e mantê-la por no mínimo 1 hora. Essa classe destina-se à

alimentação de luminárias cirúrgicas.

•Classe 15

Atende os EEMs utilizados em procedimentos cirúrgicos, de sustentação de vida e aqueles integrados ao suprimento de gases. Devem ter sua alimentação chaveada automaticamente para a fonte de emergência em no máximo 15 segundos, quando a rede elétrica acusar queda superior a 10% do valor nominal por um período superior a 3 segundos, devendo garantir o suprimento por 24 horas.

•Classe > 15

Atende os EEMs não ligados diretamente a pacientes, como por exemplo, equipamentos de lavanderia, esterilização de materiais e sistemas de descarte de resíduos. Admitem um chaveamento automático ou manual para a fonte de emergência em um período superior a 15 segundos, devendo garantir o suprimento por no mínimo 24 horas.

2.2.2 Grupos

A NBR 13534 (2008) também classifica as instalações quanto ao nível de segurança elétrica e garantia de manutenção de serviços, dividindo-a em 3 grupos, conforme a atividade realizada no ambiente. Sendo eles:

•Grupo 0:

Tipo de equipamento eletromédico: sem parte aplicada ao corpo humano.

•Grupo 1

Tipo de equipamento eletromédico:

a) parte aplicada externa ao corpo humano;

b) parte aplicada a fluidos corporais, porém não aplicada ao coração.

•Grupo 2

Tipo de EEMs: parte aplicada ao coração. Adicionalmente EEMs essenciais à sustentação de vida do paciente.

2.2.3 Classificação dos locais em grupos e classes

Na RDC 50 (2002), resolução que dispõe sobre o regulamento técnico para planejamento, programação, elaboração e avaliação de projetos físicos de estabelecimentos assistenciais de saúde, é apresentada uma listagem que substitui a Classificação dos locais da norma NBR 13.534 - Instalações elétricas em EAS.

A seguir são apresentados alguns locais que possuem EEMs e suas considerações em relação ao grupo e tempo de restabelecimento de alimentação (classes).

2.2.3.1 Ambulatório

• Enfermagem

Sala de reidratação (oral e intravenosa): em função da reidratação intravenosa, onde fica estabelecido um contato elétrico não direto com o coração, através do equipamento: Grupo 1, Classe 15.

• Internação de curta duração

Posto de enfermagem e serviços: Grupo 0, Classe > 15.

Para as demais: Grupo 1, Classe 15, principalmente se tais salas puderem ser utilizadas para algum tipo de monitoração eletrônica.

2.2.3.2 Atendimento imediato

• Urgências de baixo e médio risco

Sala de inalação, reidratação, sala para exame indiferenciado, oftalmologia, otorrinolaringologia, ortopedia, odontológico individual: Grupo 1, Classe 15;

Para as demais: Grupo 0, Classe > 15.

• Urgência de alta complexidade e emergência

Sala de procedimentos invasivos, de emergências (politraumatismo, parada cardíaca): Grupo 2, Classe 0,5.

Sala de isolamento, coletiva de observação, manutenção de paciente com morte cerebral: Grupo 1, Classe 15.

2.2.3.3 Internação

• Internação geral

Posto de enfermagem, sala de serviço, sala de exames e curativos e área de recreação: Grupo 0, Classe > 15;

Para as demais: Grupo 1, Classe 15, principalmente se tais salas puderem ser utilizadas para algum tipo de monitoração eletrônica.

• Internação geral de recém-nascidos (neonatologia): Grupo 1, Classe 15.

• Internação intensiva (UTI)

Área para prescrições médicas, sala de serviço e demais salas de apoio: Grupo 0, Classe> 15.

• Posto de enfermagem

Via de regra Grupo 1, Classe 15, porém se houver equipamentos do tipo estação central de monitoração, é necessário ser do mesmo tipo que as demais salas onde se encontram os pacientes, pois caso contrário, é possível a ocorrência de interferências nos equipamentos.

• Áreas e quartos de pacientes

Grupo 2, Classe 15 e 0,5 para EEMs que eventualmente se quer associar à fonte de segurança capaz de restabelecer a alimentação, em no máximo 0,5 segundos.

• Internação para tratamento de queimados (UTQ): Grupo 1, Classe 15.

2.2.3.4 Apoio ao diagnóstico e terapia

• Patologia clínica

Laboratórios e sala de laudos: Grupo 0, Classe > 15, exceto quando alguns dos equipamentos laboratoriais necessitarem de uma classe mais restritiva. Tal informação deverá ser fornecida pelo fabricante do equipamento. Dependendo da potência um *no-break* local pode ser utilizado.

• Imagenologia (tomografia, ultra-sonografia, ressonância magnética, endoscopia) e métodos gráficos. Para todas as salas de exames: Grupo 1, Classe 15.

• Hemodinâmica: Grupo 2, Classe 15 e Classe 0,5 para luminárias cirúrgicas e, eventualmente, equipamentos eletromédicos que se queiram associar à fonte de segurança capaz de restabelecer a alimentação em no máximo 0,5 segundos.

- Sala de recuperação pós-anestésica e posto de enfermagem: Grupo 1, Classe 15.

• Anatomia patológica

Para câmara frigorífica para guarda de cadáveres: Grupo 0, Classe > 15;

- Salas de exames: Grupo 1, Classe 15.

• Centro cirúrgico

- Sala de indução anestésica (principalmente se forem utilizados gases anestésicos inflamáveis), salas de cirurgia (não importando o porte): Grupo 2, Classe 15 e Classe 0,5 para

luminárias cirúrgicas e, eventualmente, EEMs que queiram associar-se à fonte de segurança capaz de restabelecer a alimentação em no máximo 0,5 segundos;

- Sala de recuperação pós-anestésica: Grupo 1, Classe 15 e Classe 0,5 para EEMs que eventualmente se quer associar à fonte de segurança capaz de restabelecer a alimentação em no máximo 0,5 segundos;

- Demais ambientes: Grupo 1, Classe 15.

• Centro obstétrico cirúrgico

- Salas de pré-parto, parto normal e Aspiração Manual Intra Uterina (AMIU): Grupo 1, Classe 15;

- Sala de indução anestésica: se não aplicado gás anestésico é usual Grupo 1, Classe 15;

- Sala de recuperação pós-anestésica e assistência ao Recém Nascido (RN): Grupo 1, Classe 15;

- Sala de parto cirúrgico: Grupo 2, Classe 15 e Classe 0,5 para luminárias cirúrgicas e, eventualmente, equipamentos eletromédicos que se queiram associar à fonte de segurança capaz de restabelecer a alimentação em no máximo 0,5 segundos;

- Demais ambientes: Grupo 1, Classe 15.

• Centro de parto normal

- Salas de parto e assistência ao RN: Grupo 0, Classe > 15.

• Hemoterapia

- Salas de processamento e guarda de hemocomponentes: Grupo 0, Classe> 15;

- Sala de coleta de sangue: Grupo 1, Classe 15;

- Sala de recuperação de doadores: Grupo 1, Classe 15;

- Sala de transfusão e posto de enfermagem: Grupo 1, Classe 15.

• Radioterapia

- Salas de exames: Grupo 1, Classe 15.

• Quimioterapia

- Salas de aplicação: Grupo 0, Classe > 15.

• Diálise

- Salas para diálise / hemodiálise, recuperação de pacientes e posto de enfermagem: Grupo 1, Classe 15.

• Banco de leite

- Salas de processamento, estocagem e distribuição: Grupo 0, Classe > 15.

• Oxigenoterapia hiperbárica

- Salas de terapia e de máquinas: Grupo 1, Classe 15.

2.2.3.5 Apoio técnico

• Nutrição e dietética

- Despensa de alimentos climatizada: Grupo 0, Classe > 15.

• Farmácia

- Área de imunobiológicos: Grupo 0, Classe > 15.

2.3 PROTEÇÃO

A NBR 5419 (2015) fixa as condições exigíveis ao projeto, instalação e manutenção de Sistemas de Proteção contra Descargas Atmosféricas (SPDA) de estruturas, bem como de pessoas e instalações no seu aspecto físico dentro do volume protegido.

Para EAS, seguem-se também as normas da NBR 5410 (2008), acrescida das seguintes observações da NBR 13534 (2008), que serão mostradas mais a diante.

As proteções que devem ser projetadas são:

a) Contra choques elétricos;

b) Contra efeitos térmicos;

c) Contra sobrecorrentes;

d) Circulação de correntes de falta;

e) Contra sobretensões;

f) Serviços de segurança;

g) Seccionamento.

2.3.1 Aterramento

Todas as instalações elétricas, mesmo as de baixa tensão, devem possuir um sistema de aterramento que atue na proteção contra descargas atmosféricas, assegure a atuação do sistema de proteção, proteja pessoas contra acidentes envolvendo eletricidade, equipotencialize os circuitos de uma instalação elétrica e auxilie a eliminar distorções e/ou interferências elétricas em equipamentos eletrônicos sensíveis, como o eletrocardiograma (MIYASHIRO, 2013).

Deve-se ligar à malha de terra: a carcaça metálica de equipamentos (se não forem alocados em CC ou UTI), o neutro de transformadores de potência, as estruturas metálicas presentes nas instalações elétricas, os circuitos de tomada geral e específica e para-raios (MIYASHIRO, 2013).

Devem ser utilizadas para o projeto de aterramento em EAS as normas RDC nº50 (2002), NBR 5410 (2008), NBR 13534 (2008) e NBR 5419 (2015). Na NBR 5419 (2015) existe um detalhamento de como deve ser feito um projeto envolvendo o aterramento e em relação à EAS apresenta as seguintes observações:

a) Inspeções completas devem ser feitas em intervalos de 3 anos;

b) EAS são classificados no grupo que possui maior fator de efeitos indiretos das descargas atmosféricas.

2.3.1.1 Classificação dos Sistemas de Aterramento

A NBR 5410 (2008) classifica os sistemas de aterramento obedecendo ao seguinte esquema:

•Primeira letra: alimentação em relação a terra. T para ponto diretamente aterrado e I nenhum ponto aterrado ou aterramento através de impedância razoável.

•Segunda letra: massa em relação a terra. T para massas diretamente aterradas, mesmo que a alimentação já esteja aterrada e N ligadas ao ponto de alimentação aterrado (sem aterramento próprio).

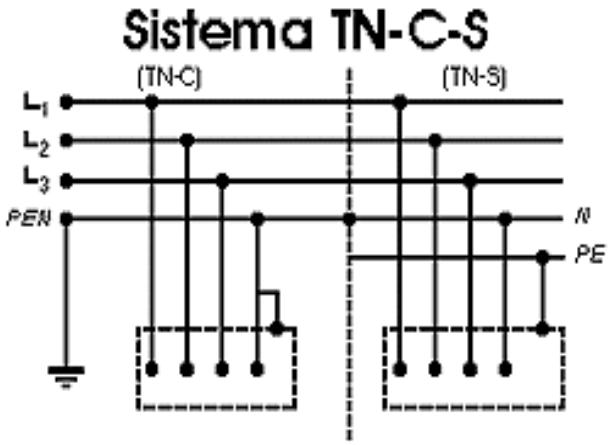
•Outras letras: situação do condutor neutro e do condutor de proteção. S para neutro e terra separados e C para um único condutor servindo de neutro e terra.

A NBR 13534 (2008) complementa as especificações, determina, para todos os locais em EAS, as seguintes exigências no que diz respeito a sistemas isolados:

É proibido o uso do sistema TNC (Figura 1), cuja malha, neutro e terra sejam o mesmo, não podendo ser feita a variante TNCS (Figura 1).

Para os locais de EAS pertencentes aos grupos 1 e 2 a tensão de contato limite é 25 V para qualquer esquema de aterramento. O tempo máximo de seccionamento nos esquemas TN (Figura 1) e IT (Figura 3) é definido pela NBR 5410 (2008).

Figura 1- Ligações TN. Sistema TN-C à esquerda e TN-S a direita.



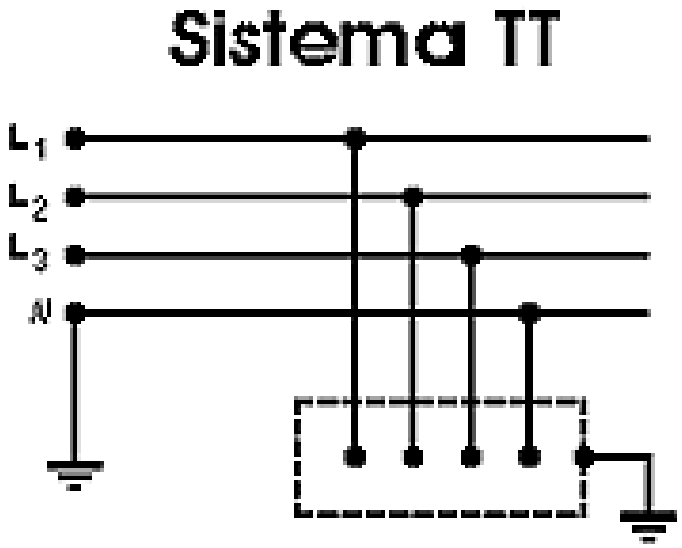
Fonte: IMPIANTI, 2001.

Para ligações TN, os circuitos de tomada localizados no Grupo 1 devem ter Dispositivos Diferenciais Residuais (DR) e corrente de atuação de no máximo 30 mA. Nos circuitos de alimentação de mesas cirúrgicas, de equipamentos de Raios-X, de equipamentos com potência superior a 5 kVA e para equipamentos elétricos associados à sustentação de vida pertencentes ao Grupo 2 deve haver proteção por seccionamento automático da alimentação através de dispositivos DR com corrente residual de no máximo 30 mA.

Nos locais dos Grupos 1 e 2, onde devem ser instalados dispositivos DR, é necessário que sejam do tipo A ou B. DR tipo A são capazes de localizar correntes residuais pulsantes e de falta alternadas. O tipo B são capazes de localizar as mesmas variáveis do tipo A e mais as correntes residuais contínuas lisas.

Nos locais dos grupos 1 e 2 aplicam-se as mesmas regras utilizadas no esquema TN. No esquema TT, Figura 2, o seccionamento automático deve ter um disposto DR.

Figura 2- Sistema de aterramento TT.



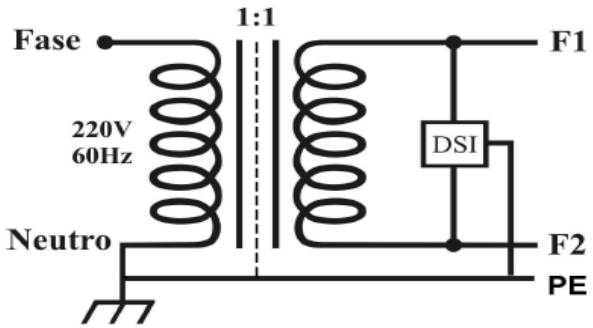
Fonte: IMPIANTI ,2001

O sistema IT, deve ser usado nos locais do Grupo 2, nos circuitos que alimentam os EEMs utilizados para sustentação da vida, procedimentos cirúrgicos e demais equipamentos.

Cada conjunto de locais destinados à mesma função deve ser provido ao menos de um esquema IT médico exclusivo. É recomendado que cada sala cirúrgica tenha um esquema IT exclusivo. Em UTI, pode-se utilizar o esquema IT para mais de um leito, respeitando o limite do transformador isolador.

Deve ser equipado com Dispositivo de Supervisão de Isolamento (DSI), que será comentado no tópico seguinte. Ter instalado um sistema de sinalização sonora e visual. Quando aplicado à alimentação de somente um equipamento não é preciso instalar o DSI. O transformador utilizado deve possuir monitoração de sobrecarga e de temperatura.

Figura 3- Representação do sistema isolado IT - Médico com DSI.



Fonte: SPALDING, 2009.

2.3.2 Sistema ITmédico

A utilização do sistema IT no ambiente hospitalar se tornou necessária pois no sistema TN-S convencional uma primeira falha elétrica causaria uma interrupção da alimentação elétrica desarmando o disjuntor de proteção. Isso ocorre porque o sistema utiliza condutor neutro e condutor fase, podendo ocorrer o contato acidental do condutor fase com um ponto aterrado. Embora os gases anestésicos inflamáveis não sejam tão utilizados durante procedimentos hospitalares, é importante enfatizar que esse contato do condutor fase com um ponto aterrado pode produzir uma faísca, sendo possível iniciar um incêndio (SPALDING, 2009).

Para evitar essa situação, o sistema IT utiliza um transformador de separação que tem como objetivo impedir que uma primeira falha interrompa o fornecimento de energia, logo por não ser referenciado ao condutor terra, um contato acidental de F1 com o terra não provocaria faísca. No entanto, mantido esse contato, uma segunda falha colocando F2 em contato com outro ponto do aterramento, provocaria a faísca, acontecendo como no sistema TN-S, desarmando o disjuntor de proteção e interrompendo a alimentação elétrica. Com o intuito de aumentar a segurança do sistema IT, foi adicionado ao transformador isolador um

DSI, capaz de avisar, por meio de um alarme sonoro, quando a resistência elétrica entre algum condutor de alimentação e o aterramento fica abaixo de um valor selecionado, normalmente 50kΩ (SPALDING, 2009).

A NBR 13534 (2008) especifica que em locais do Grupo 2, a proteção contra contatos indiretos por seccionamento automático de alimentação do Sistema IT-médico deve contar com um DSI, que preencha tais requisitos:

- A resistência interna CA deve ser de, no mínimo, 100k ohms;
- A tensão de medição não deve ser superior a 25 Volts;
- A corrente de medição, mesmo sob condições de falta, não deve ser superior a 1 mA;
- A indicação de queda da resistência de isolamento deve ocorrer antes que esta atinja 50k ohms, ou no máximo quando ela atingir esse valor. Deve ser provido um dispositivo de teste que permita verificar a conformidade com esta característica em particular.

A sinalização do DSI informa ao corpo clínico que algum problema está acontecendo no transformador, na instalação ou nos equipamentos na sala.

O DSI é capaz de monitorar a resistência e não valores de impedância. Para monitoramento das impedâncias de linha aplica-se o *Line Isolation Monitoring* (LIM). Alguns países exigem a instalação de um LIM junto ao sistema IT, o qual deve ser capaz de sinalizar se as impedâncias entre F1 (e F2) e o terra permitem que ocorram correntes superiores às correntes aceitáveis, definidas em cada país (HOFHEINZ, 2003).

Em consequência da divergência de opiniões a respeito do uso do DSI ou LIM nos sistemas IT, Spalding e colaboradores propuseram um circuito de identificação de cada EEM acoplado a um sistema de monitoração de correntes elétricas. Este circuito pode ser utilizado tanto em sistemas IT (com DSI e com LIM) como em sistemas TN-S. Esta idéia foi registrada no Instituto Nacional de Propriedade Industrial do Brasil(INPI)e a patente foi obtida em 2004 (SPALDING, 2009).

A princípio, o sistema IT foi considerado seguro para proteger também em relação ao choque elétrico, pois não havendo um condutor fase referenciado a um ponto aterrado, a corrente elétrica não fluiria entre o fase e o ponto aterrado. No entanto, isso não corresponde a verdade, pois existem capacitâncias parasitas no transformador de separação, na distribuição dos condutores em seus eletrodutos e nos equipamentos médicos, além das próprias

capacitâncias de filtros de linha (SPALDING et. al, 2010).

O Protegemed, uma patente de invenção brasileira, é composto de um conjunto de circuitos eletrônicos e *softwares*, que tem como objetivo realizar o gerenciamento e a supervisão da segurança elétrica dos EEM. Esse sistema tem como finalidade principal perceber, automaticamente e em tempo real, uma fuga de corrente elétrica em um EEM em uso durante a cirurgia, e sinalizar à equipe médica a ocorrência desta falha. Possibilita também enviar e armazenar informações à equipe de Engenheiros e Técnicos acerca da localização da origem da falha, ou seja, em qual ou em quais equipamentos ela está ocorrendo e se está ou não colocando em risco a saúde do paciente e da equipe médica (SPALDING, 2004).

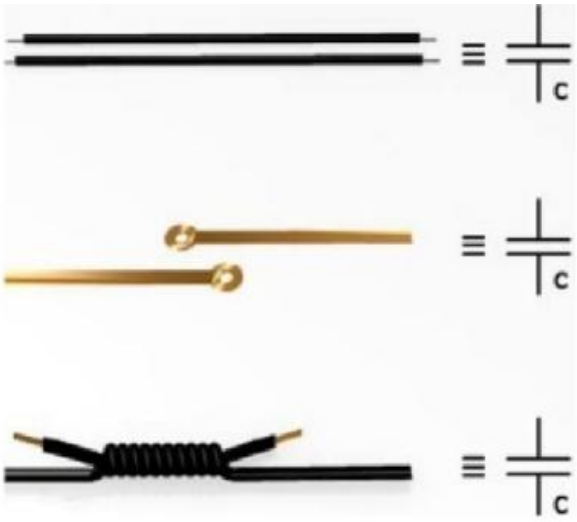
2.3.3 Capacitâncias parasitas

Dois condutores quaisquer separados por material isolante, formam um capacitor e, por isso, apresentam uma série de propriedades que caracterizam esses componentes. Isso significa que não é preciso ter realmente uma estrutura montada com duas placas e um material isolante cortado de determinada forma para que um capacitor seja formado.

Dois fios que corram paralelamente, dois contatos separados, duas trilhas de uma placa de circuito impresso, uma área cobreada de uma placa de circuito impresso em uma face e uma outra área do outro lado, formam um capacitor, conforme mostra a Figura 4.

Esses capacitores que aparecem de forma indesejável, podendo influenciar de forma negativa no funcionamento de um aparelho, são denominados capacitores parasitas, os quais apresentam capacitâncias parasitas (BRAGA, 2012).

Figura 4- Fios próximos que funcionam como um capacitor.

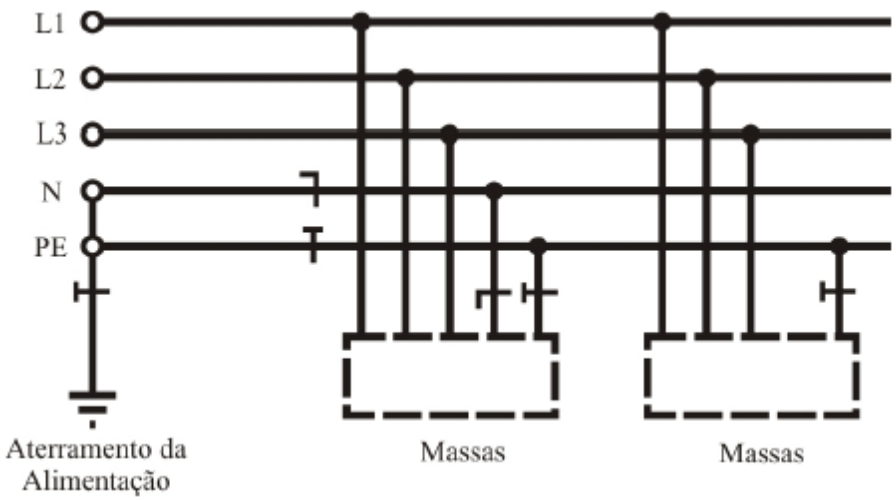


Fonte: BRAGA, 2012.

Mesmo que as instalações elétricas hospitalares sejam projetadas e executadas seguindo as normas NBR 5410 (2008) e NBR 13534 (2008), ainda existem capacitâncias parasitas, as quais contribuem para existência de risco de microchoque.

O transformador de separação tem papel fundamental na produção de um sistema IT-Médico. Na figura 5, o esquema apresentado do lado esquerdorefere-se ao tipo de instalação utiliza no esquema de aterramento TN-S. Do lado direito, está representado o sistema IT-Médico.

Figura 5- Representação do esquema de aterramento do sistema TN-S e do sistema IT de um alimentador trifásico.



Fonte: DESENHO ADAPTADO da NBR 5410 (2008).

As capacitâncias parasitas, que surgem no transformador de separação, são produzidas entre os condutores F1 (e F2) do secundário e o condutor neutro, e também entre o os condutores F1 (e F2) do secundário e a blindagem eletrostática.

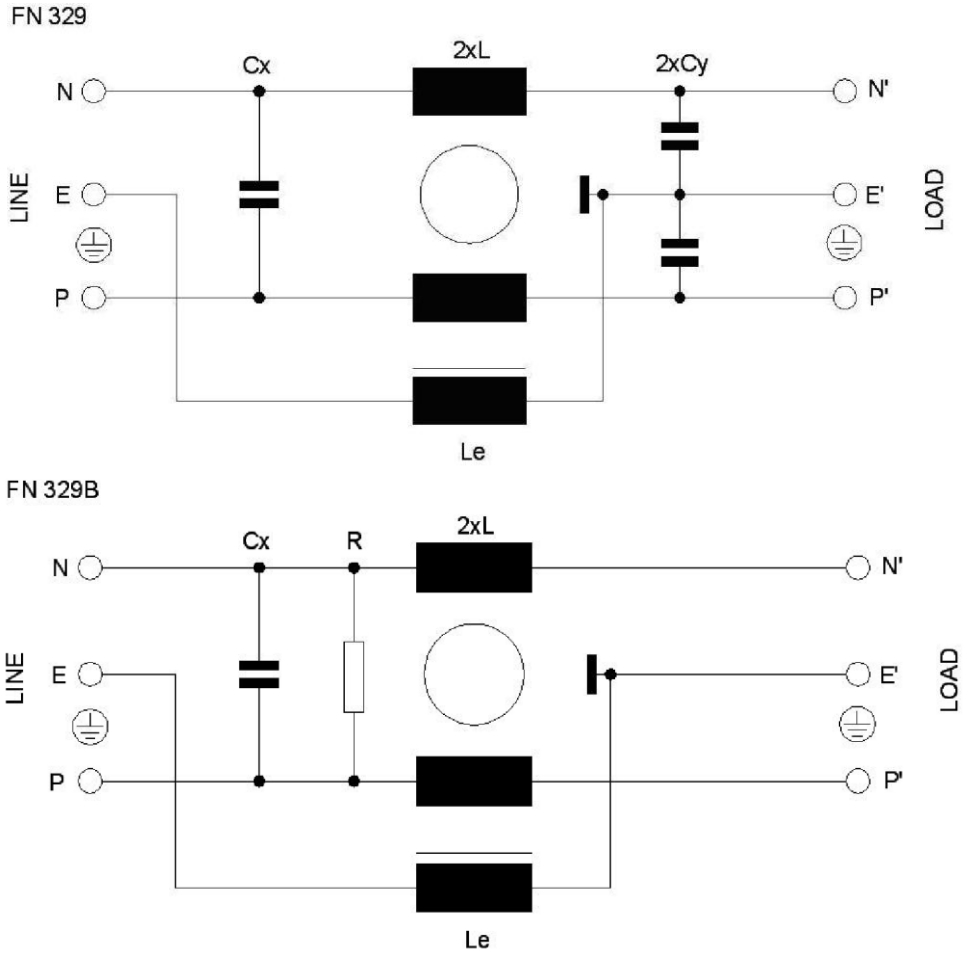
As capacitâncias parasitas formadas entre a fase e o condutor neutro são inerentes ao processo de fabricação, influenciadas pelo tipo de enrolamento utilizado. Se o primário e o secundário são enrolados de forma sobreposta, a capacitância é maior, já que o neutro, que está aterrado, está muito próximo de F1 ou F2. Se os enrolamentos são bem separados, ficando, por exemplo, um de cada lado do transformador, essa capacitância é muito pequena (SPALDING et. al, 2010).

A blindagem é uma exigência da NBR 13534 (2008) e caracteriza-se pela presença de uma fina e larga fita de metal, normalmente de cobre, a qual é disposta sobre o enrolamento primário. Essa blindagem é ligada ao condutor PE, produzindo uma capacitância considerável.

Existem também as capacitâncias dos filtros de linha dos EEM, utilizados para melhorar a imunidade ao ruído eletromagnético transmitido pelos condutores de alimentação. A Figura

6 apresenta dois tipos de filtros comerciais (SPALDING, 2009).

Figura 6- No primeiro esquema (de cima para baixo) está ilustrado o filtro comercial normal, com capacitores de 3,3 nF (Cy) entre os condutores de alimentação e o de proteção. O segundo esquema ilustra filtros especiais para EEM que não possuem capacitores entre os condutores de alimentação e o aterramento. Entretanto, são pouco encontrados nos equipamentos médicos.



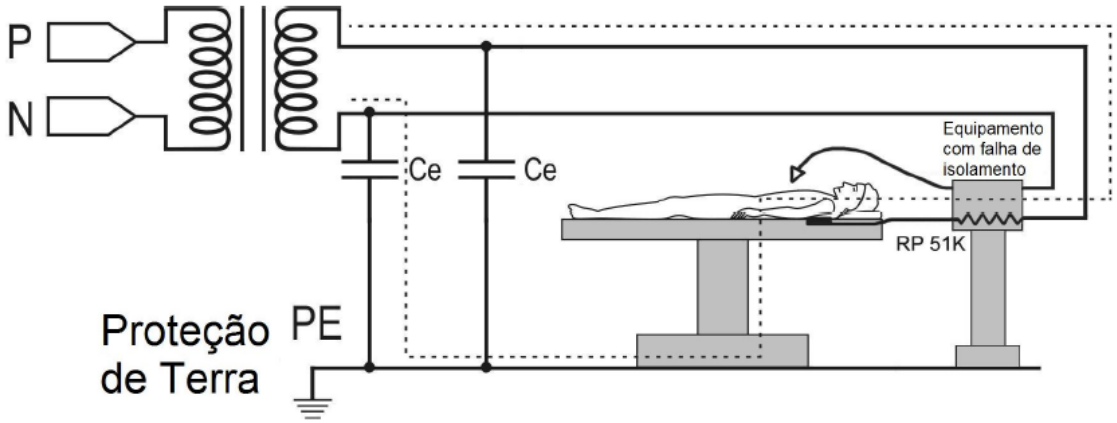
Fonte: SPALDING, 2009.

Podem surgir capacitâncias parasitas entre componentes eletroeletrônicos e o gabinete ou partes acessíveis de um EEM ao corpo clínico e paciente, e apresentar fugas de corrente de 60 Hz. As capacitâncias parasitas da instalação elétrica e a soma de todas as capacitâncias dos EEM ligados ao sistema IT provocam o surgimento de uma tensão em F1 e F2, em relação ao aterramento. Essas capacitâncias têm impedâncias relevantes na faixa de 60 Hz e,

por proporcionarem uma referência de tensão em F1 e F2 em relação ao terra, podem gerar pequenas correntes com potencial risco de microchoque (SPALDING, 2009).

A Figura 7 representa uma possibilidade de circulação de corrente pelo paciente. Na situação retratada, há uma resistência de 51k no percurso que envolve o paciente, entre o aterramento e o EEM. As capacitâncias parasitas representadas por Ce podem não possuir o mesmo valor, pois o transformador de separação e as tubulações podem não oferecer esse equilíbrio. Dessa forma, é possível encontrar tensões elétricas entre F1 e PE diferente das que existem entre F2 e PE, mas a soma das duas é igual à tensão de alimentação (entre F1 e F2). Na figura, estão representados dois elementos importantes para a segurança do paciente: a resistência ôhmica da falha de isolamento e as capacitâncias envolvidas. Tais elementos, atualmente, são supervisionados nos sistemas IT. O DSI monitora a resistência de isolamento e o LIM monitora as impedâncias (SPALDING, 2009).

Figura 7- Sistema IT usado em uma sala de cirurgia. O DSI não está representado. O contato acidental é realizado por uma resistência ôhmica de 51 kW.



Fonte: SPALDING(2009).

2.4 NORMAS APLICÁVEIS

Durante um projeto elétrico envolvendo EAS além das normas e procedimentos seguidos em projetos prediais são utilizados normas e manuais de recomendações mais específicos, sendo alguns;

• NBR 5410 (2008) – Norma Brasileira para Instalações Elétricas em Baixa Tensão;

• NBR 13534 (2008) – Norma Brasileira para Instalações Elétricas em Estabelecimentos Assistenciais de Saúde – Requisitos para segurança;

• NBR 5413 (2015) – Norma Brasileira para Iluminância de Interiores;

• RDC nº50 de 2002 – Resolução que dispõe sobre o Regulamento Técnico para planejamento, programação, elaboração e avaliação de projetos físicos de estabelecimentos assistenciais de saúde;

• NBR 10898 (2013) – Norma Brasileira para Sistema de Iluminação de Emergência;

• NBR 5419 (2015) – Norma Brasileira para Proteção de Estruturas Contra Descargas Atmosféricas.

2.4.1 Norma brasileira 5410 (2008)

A NBR 5410 é a Norma Brasileira para Instalações Elétricas em Baixa Tensão. Está especificado na norma NBR 5410 (2008) os requisitos gerais para a instalação elétrica hospitalar, tais requisitos seguem abaixo:

• Exigências quanto à divisão da instalação;

• Utilização prevista e demanda;

• Alimentações disponíveis;

• Necessidade de serviços de segurança e de fontes apropriadas;

• Influências externas na instalação;

• Incompatibilidade e interferências;

• Esquema de distribuição;

• A divisão dos circuitos adequada

• Capacidade de isolar o circuito onde está ocorrendo a falha, sem prejudicar os outros;

• Minimização do tempo de paralizações;

• Cargas distribuídas de forma a manter o equilíbrio entre fases;

• Alimentações de origens distintas devem ter sua distribuição especifica separada e diferenciada;

• Facilidade para inspeção e reparo;

• Capacidade de suportar as interferências externas do local como: presença de resíduos sólidos e líquidos e temperatura local;

• Manutenção.

2.4.2 Norma brasileira 13534 (2008)

Essa Norma Brasileira é destinada para Instalação Elétrica de Baixa Tensão com Requisitos Específicos para Instalação em EAS. Tem por finalidade complementar ou substituir os requisitos empregados na ABNT NBR 5410.

Os itens específicos desta Norma aplicam-se a instalações elétricas em EAS, visando garantir a segurança dos pacientes e do corpo clinico.

Quando a utilização de um local médico for alterada, em particular com a introdução de procedimentos mais complexos, deve-se adequar a instalação elétrica existente à alteração promovida, de acordo com os requisitos desta Norma. Essa é uma questão ainda mais crítica se envolver procedimentos intracardíacos e de sustentação de vida de pacientes.

Esta Norma não se aplica a equipamentos médico hospitalar. Para equipamentos médico hospitalar, utiliza-se a série de normas ABNT NBR IEC 60601.

2.4.3 Norma brasileira ISO/CIE 8995-1 (2013)

A ISO/CIE 8995-1 (2013) é a Norma Brasileira para Iluminação de ambientes de trabalho, tal norma estabelece os valores de iluminâncias médias mínimas em serviço para iluminação artificial em interiores, onde se realizem atividades de comércio, indústria, ensino, esporte e outras.

A iluminância deve ser medida no campo de trabalho. Quando este não for definido, entende-se como tal o nível referente a um plano horizontal a 0,75 m do piso.

No caso de ser necessário elevar a iluminância em limitado campo de trabalho, pode-se usar iluminação suplementar.

No restante do ambiente a iluminância não deve ser inferior a 1/10 da adotada para o campo de trabalho, mesmo que haja recomendação para valor menor.

Recomenda-se que a iluminância em qualquer ponto do campo de trabalho não seja inferior a 70% da iluminância média determinada.

2.4.4 RDC Nº50 DE 2002

Resolução que dispõe sobre o Regulamento Técnico para planejamento, programação, elaboração e avaliação de projetos físicos em EAS. Todos os projetos de deverão obrigatoriamente ser elaborados em conformidade com as disposições desta norma. Devem ainda atender a todas outras prescrições pertinentes ao objeto.

Para as instalações elétricas e eletrônicas, deverá ser desenvolvido um programa básico das instalações elétricas e especiais. Destinado a compatibilizar o projeto arquitetônico com as diretrizes básicas a serem adotadas no desenvolvimento do projeto, contendo quando aplicáveis:

- Localização e característica da rede pública de fornecimento de energia elétrica;
- Tensão local de fornecimento de energia elétrica (primária e secundária);
- Descrição básica do sistema de fornecimento de energia elétrica: entrada, transformação, medição e distribuição;

- Descrição básica do sistema de proteção contra descargas atmosféricas;
- Localização e características da rede pública de telefonia;
- Descrição básica do sistema telefônico: entrada, central privada de comutação e L.P.'s;
- Descrição básica do sistema de sinalização de enfermagem;
- Descrição básica do sistema de sonorização;
- Descrição básica do sistema de intercomunicação;
- Descrição básica do sistema de televisão e rádio;
- Descrição básica do sistema de computadores;
- Descrição básica do sistema de radiologia;
- Descrição básica do sistema de aterramento das salas cirúrgicas (quando houver);
- Descrição básica do sistema de geração da energia de emergência (baterias ou grupo gerador);
- Descrição básica do sistema de alarme contra incêndios;
- Determinação básica dos espaços necessários para as centrais de energia elétrica e centrais de comutação telefônica;
- Determinação básica das áreas destinadas ao encaminhamento horizontal e vertical do sistema elétrico (prumadas);
- Consulta prévia às concessionárias de energia elétrica e telefonia;
- Memória de cálculo, com justificativa dos sistemas propostos;
- Descritivo básico, com indicação das alternativas e recomendações de ordem técnica para adequação do projeto básico de arquitetura;
- Documentos gráficos para elucidar as proposições técnicas.

2.4.5 Norma brasileira NBR 10898 (2013)

Esta Norma fixa as características mínimas exigíveis para as funções a que se destina o sistema de iluminação de emergência a ser instalado em edificações, ou em outras áreas

fechadas sem iluminação natural.

A intensidade da iluminação deve ser suficiente para evitar acidentes e garantir a evacuação das pessoas, levando em conta a possível penetração de fumaça nas áreas.

O sistema de iluminação de emergência deve:

a) permitir o controle visual das áreas abandonadas para localizar pessoas impedidas de locomover-se;

b) manter a segurança patrimonial para facilitar a localização de estranhos nas áreas de segurança pelo pessoal da intervenção;

c) sinalizar inconfundivelmente as rotas de fuga utilizáveis no momento do abandono do local;

d) sinalizar o topo do prédio para a aviação comercial. Em casos especiais, a iluminação de emergência deve garantir, sem interrupção, os serviços de primeiros socorros, de controle aéreo, marítimo, ferroviário e outros serviços essenciais instalado.

2.4.6 Norma brasileira 5419 (2015)

Esta Norma fixa as condições exigíveis ao projeto, instalação e manutenção de SPDA de estruturas, bem como de pessoas e instalações no seu aspecto físico dentro do volume protegido.

Tal norma aplica-se às estruturas comuns, utilizadas para fins comerciais, industriais, agrícolas, administrativos ou residenciais, e às estruturas especiais.

Esta Norma não se aplica a:

a) sistemas ferroviários;

b) sistemas de geração, transmissão e distribuição de energia elétrica externos às estruturas;

c) sistemas de telecomunicação externos às estruturas;

d) veículos, aeronaves, navios e plataformas marítimas.

Também não contempla a proteção de equipamentos elétricos e eletrônicos contra interferências eletromagnéticas causadas pelas descargas atmosféricas.

A aplicação desta Norma não dispensa a observância dos regulamentos de órgãos públicos aos quais as instalações devam satisfazer.

3 EFICIENCIA ENERGÉTICA HOSPITALAR

3.1 INSTALAÇÕES ELÉTRICAS EM CENTRO CIRÚRGICO

Os EAS, devido às suas dimensões e especificidades, são naturalmente grandes consumidores de energia. Tem um funcionamento contínuo e utilizam uma enorme quantidade e variedade de equipamentos, para diagnóstico, tratamento e suporte à vida dos pacientes, que necessitam de energia elétrica ininterrupta para garantir a sua operacionalidade (CORREIA, 2016 apud REVISTA DE ENGENHARIA E GESTÃO DE SAÚDE, 2015).

O CC de um EAS é um local onde as instalações elétricas devem ser eficientes. Para tanto, os critérios mínimos que devem ser seguidos são aqueles prescritos em normas.

Conforme NBR 13534 (2008) é obrigatória em EAS a existência de uma fonte de energia elétrica, que seja capaz de alimentar os EEMs, por um período de tempo especificado e dentro do tempo de comutação admissível, conforme sua classe.

O ideal é que não haja interrupção na alimentação elétrica nos sistemas de iluminação principal e tomadas elétricas das salas de cirurgia do CC. Utilizando como principal fonte supridora sistemas *No-Break*, que realimentam o sistema quase que de imediato, num tempo menor ou igual a 0,5 segundo. As outras cargas não primordiais, como por exemplo, ar condicionado e iluminação de corredores, não necessitam estarem ligadas ao sistema alternativo principal.

Devido ao alto custo de aquisição de um sistema *No-Break*, Grupos Motor-Gerador (GMG), tanto a diesel, quanto a gás natural podem ser utilizados, como fonte alternativa de energia para o CC. Nestas opções o intervalo de tempo para a entrada em funcionamento não é quase imediato como do sistema *No-Break*, porém deve ser respeitado o tempo máximo de 15 segundos (OKUMOTO, 2006).

As salas de cirurgias são classificadas como Grupo 2, Classe 15. Entretanto, os focos

cirúrgicos devem estar ligados a uma fonte que restabeleça a alimentação em no máximo 0,5 segundos, correspondendo a Classe 0,5. Portanto, salas cirúrgicas têm dupla classificação (SANTANA, 1996).

3.1.1 Estrutura física

A localização do CC deve ser o mais próximo possível das Unidades de Emergência, de Internação de Clínica Cirúrgica, das Unidades de Tratamento Intensivo e de fácil acesso à Recuperação e Central de Materiais e Esterilização, além de ser protegido do tráfego externo (LAMB, 2000).

Segundo RDC n.º 50 (2002), o CC pode ser dividido em três tipos de ambientes:

• Ambientes obrigatórios: área de recepção de pacientes; salas de cirurgias pequenas, médias e/ou grandes, dependendo da especialidade; sala de apoio às cirurgias especializadas (quando houver este serviço no EAS); área de escovação; área de indução anestésica; posto de enfermagem e serviços; sala de guarda e preparo de anestésicos; área de recuperação pós-anestésica (RPA) e área para prescrição médica;

• Ambientes de apoio obrigatórios: sala de utilidades; banheiros com vestiários para funcionários (barreira); sala administrativa; laboratório para revelação de radiografias (*in loco* ou não); sala de preparo de equipamentos/materiais; depósito de equipamentos e materiais e sala de distribuição de hemo-componentes;

• Ambientes de apoio não obrigatórios: copa; sala de espera para acompanhantes (anexa à unidade); sanitários para acompanhantes (sala de espera); sala de estar para funcionários; área para guarda de macas e cadeiras de rodas, área de biópsia de congelamento. Existe uma grande quantidade de EEMs nestes locais, havendo necessidade de terem áreas mínimas e instalações elétricas adequadas para uso simultâneo de vários equipamentos para cada tipo de tarefa.

As salas de cirurgia podem ser divididas, de acordo com a especialidade cirúrgica que nelas são desenvolvidas e pelo seu tamanho: sala pequena de cirurgia, sala média de cirurgia e sala grande de cirurgia RDC n.º 50 (2002).

3.1.2 Iluminação

Uma boa iluminação não é apenas um item de valorização da edificação, é um componente que faz parte dos custos de operação, sendo, portanto um instrumento de trabalho, assim como máquinas, ferramentas e equipamentos. Contudo, a iluminação inadequada é custosa e prejudicial. A eficiência dos sistemas de iluminação artificial está associada, basicamente, às características técnicas, à eficiência e rendimento de um conjunto de elementos, dentre os quais se destacam, lâmpadas, luminárias, reatores, circuitos de distribuição, utilização da luz natural, cores das superfícies internas e mobiliários (LEME FILHO; CARLOS; GEDRA, 2008).

Na RDC 50 (2002) é apresentada uma listagem que substitui a classificação dos locais da norma NBR 13534 (2008). A observação quanto à sala de cirurgia é que além da iluminação geral de teto com lâmpada fluorescente, existe a iluminação direta com foco cirúrgico.

As luminárias têm um papel fundamental na eficiência da iluminação, sendo um suporte que incorpora a fonte de luz (constituída por uma ou mais lâmpadas) e que distribui, filtra ou transforma a luz transmitida. Inclui todas as peças necessárias para fixação e proteção das lâmpadas e também, dependendo do tipo da lâmpada utilizada, possui um conjunto de equipamentos auxiliares necessários ao correto funcionamento da lâmpada (Santos , 2007).

Os dois tipos de luminárias utilizadas no CC são luminárias que proporcionam iluminação direta e iluminação geral. As luminárias de luz direta são aquelas em que a distribuição de luz é dirigida predominantemente para baixo, pelo menos, 90% do fluxo luminoso, conforme mostra a Figura 8. Neste caso, visto que a luz é dirigida numa direção particular, otimiza-se a sua utilização em planos de trabalho (SANTOS, J. N, 2007).

Figura 8- Luminária de Luz Direta.

Fonte: CASA & PLANOS, 2016.

Luminárias de luz direta, utilizadas no CC são chamadas de foco cirúrgico, esses focos são suspensos e móveis, os quais proporcionam maior flexibilidade no ato cirúrgico (Figura 9). As lâmpadas geralmente utilizadas são as fluorescentes e as de *Light Emitter Diode* (LED).

Figura 9- Luminária de luz direta utilizada em CC.

Fonte: G3H , 2016.

Outro modelo de luminárias utilizado em salas cirúrgicas é a tipo calha, Figura 10, as quais proporcionam iluminação distribuída uniformemente. Esta técnica de iluminação utiliza

materiais e cores que proporcionem boa reflexão no ambiente para tornar a luz mais abrangente, tornando as sombras menos marcadas e mais suaves.

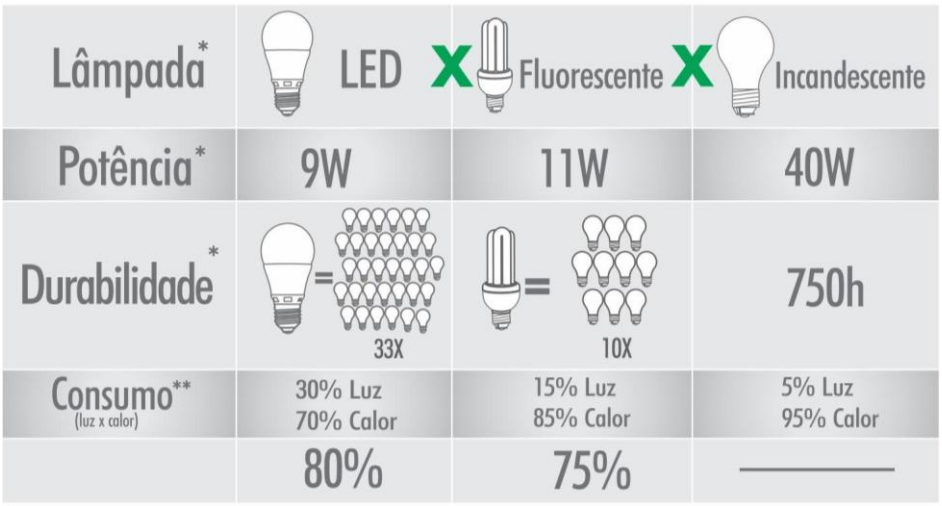
Figura 10- Luminária tipo Calha.

Fonte: LUZ CASA, 2016.

Outros componentes do sistema de iluminação responsáveis pela eficiência são as lâmpadas. A eficácia luminosa é uma preocupação primordial na escolha de uma lâmpada, pois quanto maior for o fluxo luminoso emitido por ela, para uma mesma ou menor potência, mais eficiente energeticamente vai ser a lâmpada. No caso de existir uma gama de variedades de lâmpadas adequadas para uma mesma instalação, a escolha deve incidir sobre a mais eficaz (BOYCE; RAYNHAM, 2009).

Atualmente, as lâmpadas mais eficientes no mercado são as lâmpadas de LED que apresentam as vantagens por ter uma longa duração de vida, muito bom rendimento, pequenas dimensões e variedade de cores. A Figura 11 apresenta um quadro comparativo entre alguns tipos de lâmpadas.

FIGURA 11.- Comparação de potência, durabilidade e consumo das lâmpadas.



Fonte: ESTRUTURA DE COMUNICAÇÃO, 2016.

Na NBR ISO/CIE 8995-1 (2013), norma que trata da iluminação de ambientes de trabalho, determina os requisitos de iluminação recomendados para diversos ambientes e atividades, entre eles encontram-se os locais de assistência médica. Na Tabela 1 estão descritas as exigências referentes à sala cirúrgica da seguinte maneira:

Coluna 1: A coluna 1 lista aqueles ambientes, tarefas ou atividades para os quais os requisitos específicos são dados. Se um ambiente em particular, tarefa ou atividade não estiver listado, convém que sejam adotados os valores dados para uma situação similar.

Coluna 2: A coluna 2 estabelece a iluminância mantida na superfície de referência para um ambiente, tarefa ou atividade estabelecidos na coluna 1.

Coluna 3: A coluna 3 estabelece o UGR (Unified Glare Rating), que é o nível de ofuscamento unificado, limite aplicável para a situação listada na coluna 1.

Coluna 4: A coluna 4 estabelece o índice de reprodução de cor mínimo (Ra) para a situação listada na coluna 1.

Coluna 5: Recomendações são dadas para as exceções e aplicaçõesespeciais referentes às situações listadas na coluna 1.

Tabela 1 - Planejamento dos ambientes (áreas), tarefas e atividades com a especificação da iluminância, limitação de ofuscamento e qualidade da cor.

Tipo de ambiente, tarefa ou atividade	**Lux**	**UGR_L**	**R_a**	**Observações**
Sala de cirurgia	1 000	19	20	
Cavidade cirúrgica	Especial			Em = 10 000 lux – 100 000 lux
Cavidade cirúrgica	5 000		90	Valores maiores que 5 000 lux podem ser necessários.

Fonte: NBR ISO/CIE 8995-1 (2013)

3.1.3 Tomadas

Todas as tomadas devem se encaixar ao novo padrão estabelecido pela NBR 5410 (2008), o qual contém o terceiro pino destinado ao aterramento, a fim de evitar problemas de choques elétricos.

O projeto elétrico deve prever a instalação de equipamentos específicos entre eles a mesa cirúrgica, arco cirúrgico, Raios-X móvel, colonoscópio, bisturi elétrico, foco cirúrgico, coluna retrátil com várias tomadas, carro de anestesia, aspirador, negatoscópio, TV, entre outros.

As tomadas de energia dentro de cada sala cirúrgica devem ser distribuídas em número suficiente uniformemente, para evitar o uso de extensões.

As instalações elétricas em áreas onde são administradas agentes anestésicos ou

usadas agentes antissépticos inflamáveis devem ficar numa altura mínima de 1,5 metro do piso.

As áreas abaixo de 1,5 metro são consideras zona de risco. Pois a densidade dos agentes é maior que a densidade do próprio ar, sendo assim os vapores dessas substâncias concentram-se perto do piso da sala. Pesquisas têm mostrado que, dentro das salas cirúrgicas e salas de armazenamento de agentes anestésicos inflamáveis, a área de risco de explosão situa-se do piso até uma altura de 30 cm, porém devido à movimentação de pessoas e ainstalação de sistemas de circulação de ar, a altura da zona perigosa para passa a ser 1,5 metro (SANTANA, 1996).

4 QUALIDADE DE ENERGIA

A norma NBR ISO 9000 (2005) padronizou o termo “qualidade” como a totalidade de atributos de uma entidade que cumpra com as necessidades por ela proposta. Padrões de qualidade devem ser estabelecidos inclusive no fornecimento de energia elétrica. Para tanto, um sistema de alimentação tem que satisfazer algumas características, as quais garantem um suprimento de energia elétrica que proporcione o correto funcionamento dos equipamentos, sem alterar significativamente seu desempenho. A qualidade é uma característica que determina o quanto é adequado um bem ou serviço ao seu uso ou finalidade.

Qualidade de energia elétrica (QEE) pode ser definida como a ausência relativa de variações de tensão provocadas pelo sistema da concessionária, particularmente a ausência de desligamentos, flutuações de tensão, surtos e harmônicos, medidos no ponto de entrega de energia. Quando se observa o problema sob o ponto de vista do consumidor, “energia elétrica de boa qualidade, é aquela que garante o funcionamento contínuo, seguro e adequado dos equipamentos elétricos e processos associados, sem afetar o meio ambiente e o bem estar das pessoas” (BRONZEADO, et al., 1997).

Diante de um mercado globalizado e competitivo, o assunto da qualidade tem se tornado de fundamental importância no cenário econômico nacional, uma vez que os modernos processos industriais produtivos podem sofrer interrupções mais ou menos longas devido às variações momentâneas da tensão, implicando em significativas perdas econômicas. E também porque a sensibilidade dos equipamentos aos distúrbios originários do sistema elétrico tem aumentado.

Esse capítulo aborda os problemas associados com a qualidade de energia na avaliação das medidas de conservação. Faz-se uma avaliação das medidas de conservação, considerando-se as perdas em cabos e transformadores, a ocupação de sistemas elétricos, e algumas medidas de mitigação/eliminação dos distúrbios da qualidade de energia. Esta avaliação faz parte de uma metodologia que oferece condições para analisar a relação de compromisso entre a eficiência energética e a qualidade de energia (SANTOS, A., 2006).

4.1 CONDIÇÕES IDEAIS DE OPERAÇÃO DE UM SISTEMA ELÉTRICO

Serão descritas as condições que um sistema elétrico trifásico ideal deve satisfazer na operação em regime permanente, as quais garantem o atendimento adequado de qualquer carga a ele ligada. A seguir são apresentados os conceitos relativos às condições ideais de operação de um sistema elétrico, de acordo com Oliveira (2009).

4.1.1 Forma de onda senoidal

A função senoidal garante a reversibilidade do processo de conversão eletromagnética, associada à lei de indução de Faraday. Preservando as formas de onda do fluxo e da tensão, com menos variação de amplitude e deslocamento de fase, resultantes de derivação ou integração. Matematicamente a tensão senoidal fica caracterizada como na Equação 1:

$$v(t) = A\text{sen}(2\pi ft + \theta) \qquad [1]$$

Com:
A: amplitude da onda senoidal [V];
f: frequência da onda [Hz];
θ: ângulo de fase relativo à referência temporal [rad].

4.1.2 Amplitude constante

A amplitude da tensão determina o nível de isolamento requerido e o nível de corrente para uma dada potência ou para uma dada impedância. Portanto, para certo tipo de isolamento, é a amplitude da tensão constante que garante a potência desejada para cargas passivas de impedância constante.

4.1.3 Frequência constante

Há a necessidade de um controle de frequência contínuo e rigoroso para manter o sistema operando em condições estáveis. Pois é a frequência da tensão que determina o balanço entre as potências geradas e as consumidas pelas cargas, a estabilidade da operação dos geradores síncronos e o sincronismo entre os vários geradores interligados.

4.1.4 Fases equilibradas

Em sistemas trifásicos, além das características de forma de onda citadas, é preciso que a potência se distribua igualmente entre as fases. Para assegurar um sistema equilibrado, para cada fase, as cargas devem ter as mesmas características elétricas e magnéticas e as tensões as mesmas amplitudes e defasagens. Estas condições são satisfeitas para as tensões dadas na Equação 2:

$$va(t) = A\,sen(2\pi ft + \theta) \qquad [2]$$
$$vb(t) = A\,sen(2\pi ft + \theta - 2\pi/3)$$
$$vc(t) = A\,sen(2\pi ft + \theta + 2\pi/3)$$

Prova-se que para um sistema equilibrado o fluxo de potência total é unidirecional e constante, indo da fonte para a carga, garantindo a não circulação de potência desnecessária (perdas) ou a sobrecarga de uma fase em relação às outras.

4.1.5 Fator de potência unitário

A operação, com fator de potência unitário, propicia algumas vantagens como o fluxo de potência mínimo na linha para uma determinada carga, já que não há a necessidade de transmissão de potência reativa. Há perdas mínimas de transmissão e melhora da capacidade

de regulação de tensão.

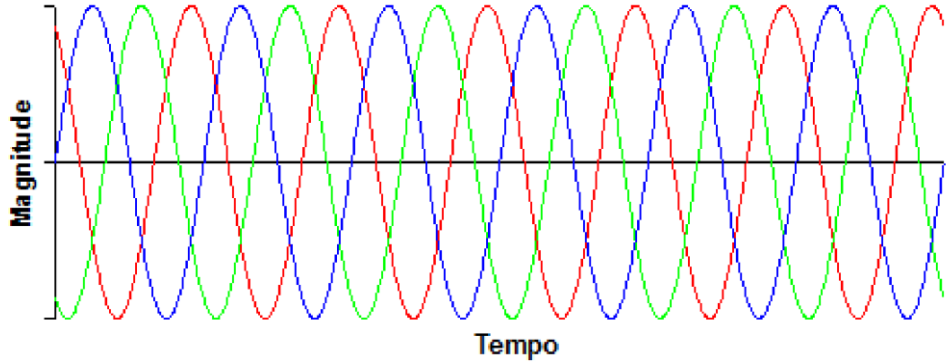
4.1.6 Perdas mínimas

Do ponto de vista da eficiência do transporte de energia elétrica é desejável que as perdas sejam mínimas. Entretanto, são as resistências elétricas presentes no sistema que garantem o amortecimento e a atenuação de transitórios. Usualmente considera-se que perdas na transmissão entre 3 e 5% propiciam uma operação adequada do sistema (POMILIO, 2007).

4.1.7 Condições reais de operação

Em sistemas elétricos reais estas condições dificilmente são satisfeitas, já que a rede está sempre sujeita a falhas ou perturbações. Entretanto é interessante adotar as condições de operação de um sistema ideal como referência na avaliação da qualidade de energia de um sistema real. A Figura 12 mostra uma forma de onda que atende às condições ideais.

Figura 12- Forma de onda de tensões e correntes elétricas de um sistema que atende às condições ideais.



Fonte: OLIVEIRA , 2009.

4.2 PRINCIPAIS DISTÚRBIOS ASSOCIADOS À QUALIDADE DA ENERGIA

Os distúrbios de QEE podem se originar tanto na rede elétrica da concessionária como no sistema interno de distribuição do consumidor. É possível classificá-los de acordo com as características de cada um deles, dividindo-os em: transitórios, variações de tensão de curta duração, variações de tensão de longa duração, desequilíbrio de tensão, distorções na forma de onda, flutuação de tensão e variação de frequência.

A seguir são apresentados os conceitos relativos a cada um dos distúrbios, segundo Paulilo (2013):

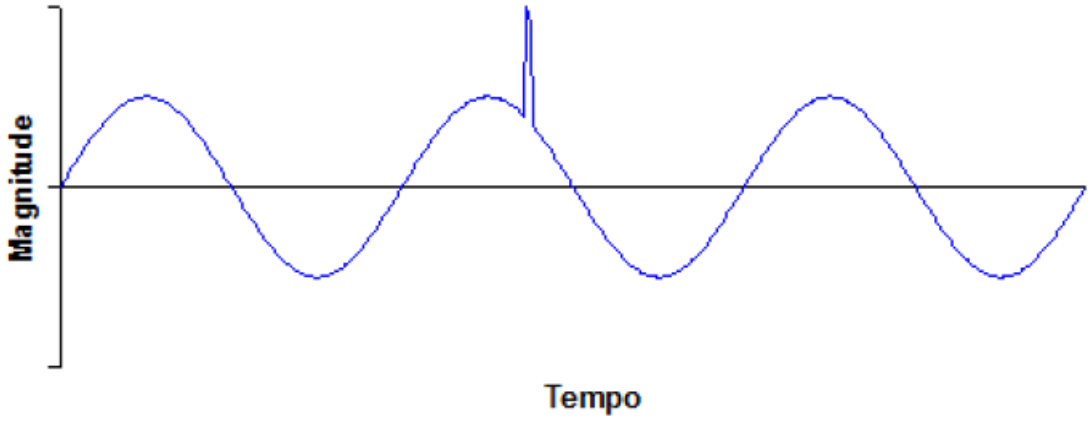
4.2.1 Transitórios

Os transitórios são fenômenos eletromagnéticos oriundos de alterações súbitas nas condições operacionais de um sistema de energia elétrica. Geralmente, a duração de um transitório é muito pequena, mas de grande importância, uma vez que submetem equipamentos a grandes solicitações de tensão e/ou corrente. Existem dois tipos de transitórios:

a) Transitórios Impulsivos

Um transitório impulsivo é uma alteração repentina nas condições de regime permanente de tensão, de corrente ou de ambas. Caracterizada por impulsos unidirecionais, demonstrado na Figura 13, em polaridade (positiva ou negativa) e com frequência bem diferente da frequência da rede, tendo como principal causa a descarga atmosférica.

Figura 13- Transitório impulsivo.

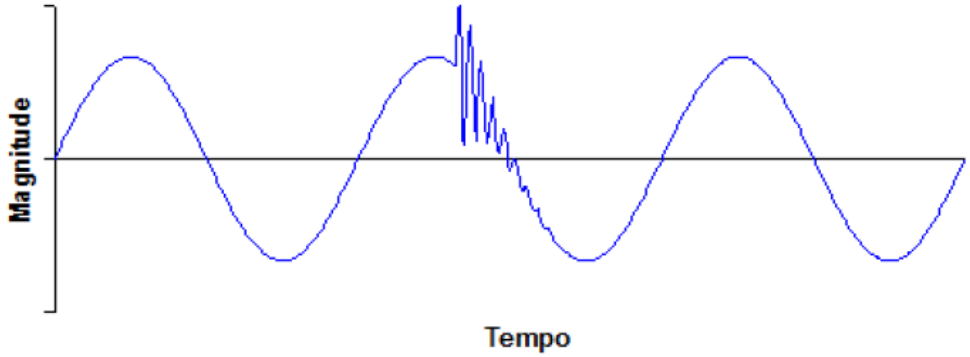


Fonte: OLIVEIRA, 2009.

b) Transitórios Oscilatórios

Um transitório oscilatório, ilustrado na Figura 14, é uma alteração repentina nas condições de regime permanente da tensão, da corrente ou ambas, caracterizado por oscilações com polaridade positiva e negativa. Suas principais causas são a energização de linhas, a eliminação de faltas ou o chaveamento de capacitores ou de transformadores.

Figura14- Transitório Oscilatório.



Fonte: OLIVEIRA, 2009.

4.2.2 Variações de tensão de curta duração

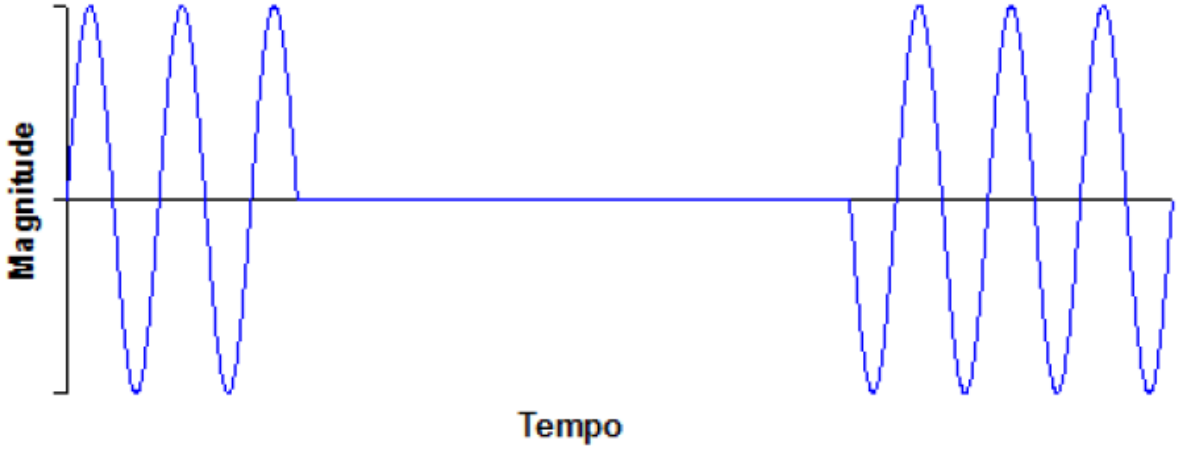
As variações de tensão de curta duração podem ser caracterizadas por alterações instantâneas, momentâneas ou temporárias. Tais variações de tensão são, geralmente, causadas pela energização de grandes cargas que requerem altas correntes de partida, ou por intermitentes falhas nas conexões dos cabos de sistema. Dependendo do local da falha e das condições do sistema, o resultado pode ser um afundamento momentâneo de tensão, uma elevação momentânea de tensão, ou mesmo uma interrupção completa do sistema elétrico.

a)Interrupção

Uma interrupção ocorre quando a tensão de alimentação ou a corrente da carga ficam abaixo de 0,1 pu[1] (Figura 15). Suas causas são: curto-circuito, falha de equipamento ou mau funcionamento de sistemas de controle.

[1] pu: Sistema por unidade, é uma forma de expressar as grandezas elétricas em um circuito de forma normalizada, com base em valores pré-determinados

Figura 15- Interrupção

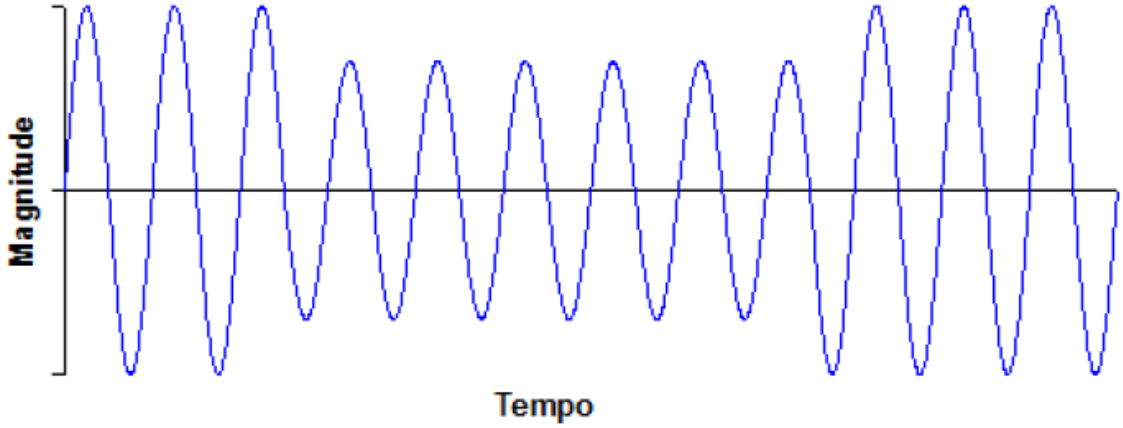


Fonte: OLIVEIRA , 2009.

b)Afundamento de tensão

O afundamento de tensão ou *sag* é caracterizado pela diminuição entre 0,1 pu e 0,9 pu na magnitude da tensão ou da corrente na frequência do sistema conforme representado na Figura 16. Tem como causas uma falta no sistema, a energização de cargas pesadas ou a partida de grandes motores.

Figura 16- Afundamento de tensão.

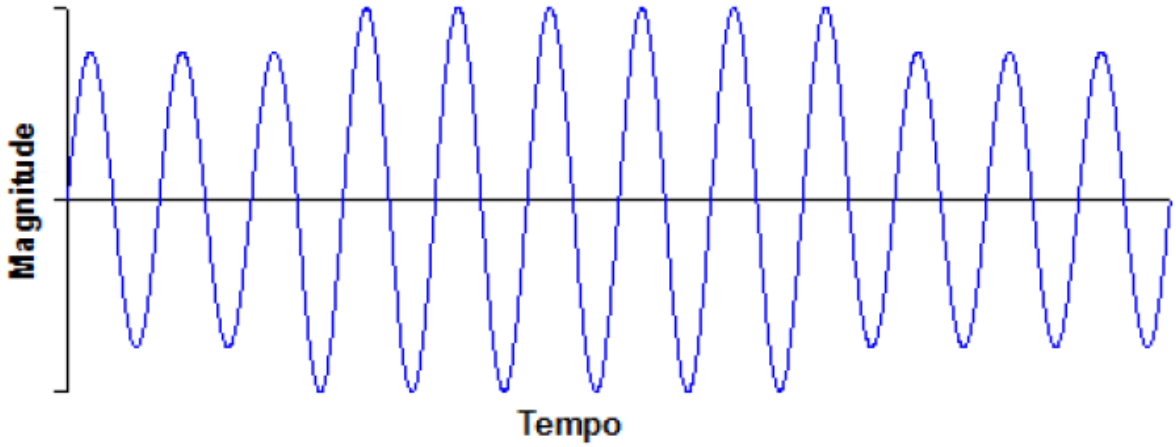


Fonte: OLIVEIRA , 2009.

b) Elevação de tensão

A elevação de tensão ou *swell*, representada naFigura 17, é caracterizada pelo aumento na magnitude da tensão ou da corrente entre 1,1 pu e 1,8 pu na frequência do sistema. Também tem como principal causa o curto-circuito, mas é menos comum que o afundamento de tensão.

Figura17- Elevação de Tensão.



Fonte: OLIVEIRA, 2009.

4.2.3 Variações de tensão de longa duração

As variações de tensão de longa duração são fenômenos semelhantes aos fenômenos de curta duração, porém, com a característica de se manterem no sistema elétrico por tempos superiores a três minutos. São causadas por saídas de grandes blocos de carga, perdas de fase, dentre outras.

a) Interrupção sustentada

Uma interrupção sustentada tem como característica a tensão igual a zero. É o caso do desligamento de uma linha, sem previsão de retorno imediato. Pode ser tanto de forma imprevista, no caso de defeito, necessitando a intervenção humana para o restabelecimento do sistema, como de forma programada, para manutenção ou transferência de carga.

b) Subtensão

A subtensão é a diminuição na magnitude da tensão abaixo de 0,9 pu na frequência do sistema, correspondendo ao prolongamento do afundamento de tensão. Suas principais causas são o chaveamento de cargas e o desligamento de banco de capacitores.

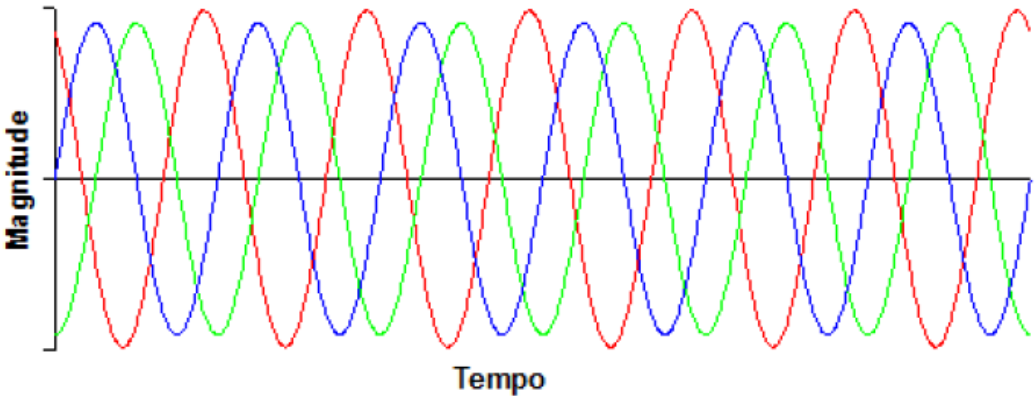
c) Sobretensão

A sobretensão é o aumento na magnitude da tensão acima de 1,1 pu na frequência do sistema, a qual corresponde ao prolongamento da elevação de tensão. Suas principais causas são o desligamento de cargas e a energização de banco de capacitores.

4.2.4 Desequilíbrio de tensão

O desequilíbrio de tensão é a variação desigual na amplitude e/ou na fase das tensões trifásicas, conforme ilustrado na Figura 18. As origens destes desequilíbrios estão geralmente nos sistemas de distribuição, os quais possuem cargas monofásicas distribuídas inadequadamente, fazendo surgir no circuito tensões de sequência negativa. Este problema se agrava quando consumidores alimentados de forma trifásica possuem uma má distribuição de carga em seus circuitos internos, impondo correntes desequilibradas no circuito da concessionária.

Figura 18- Desequilíbrio de tensão.



Fonte: OLIVEIRA, 2009.

4.2.5 Flutuação de tensão

As flutuações de tensão correspondem a variações sistemáticas dos valores eficazes da tensão, conforme ilustrado na Figura 19, de suprimento dentro da faixa compreendida entre 0,95 pu e 1,05 pu. Tais flutuações são geralmente causadas por cargas industriais e manifestam-se de diferentes formas, a destacar:

a)Flutuações aleatórias: causadas por fornos a arco, onde as amplitudes das oscilações dependem do estado de fusão do material e do nível de curto-circuito da instalação;

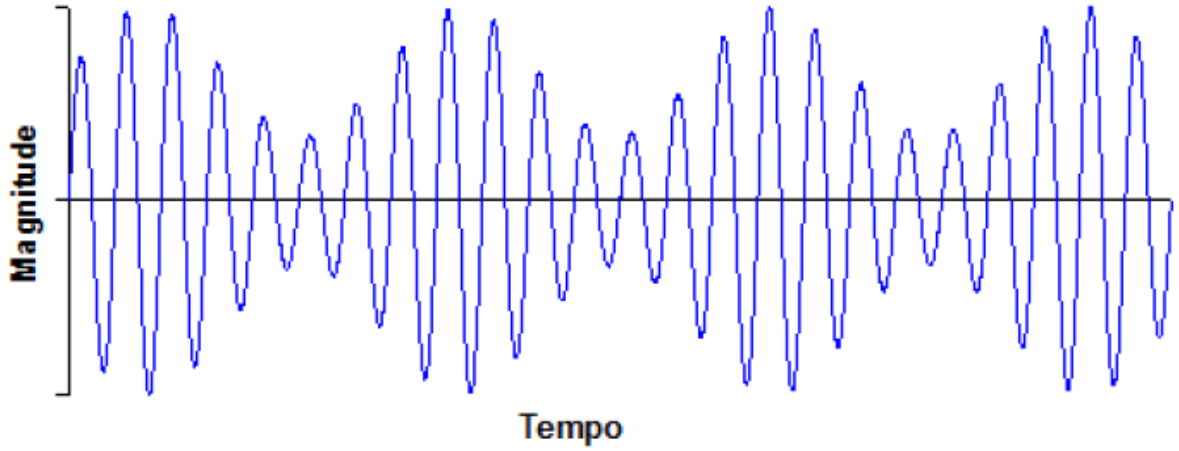
b)Flutuações repetitivas: causadas por máquinas de solda, laminadores, elevadores de minas e ferrovias;

c) Flutuações esporádicas: causadas pela partida direta de grandes motores.

Os principais efeitos nos sistemas elétricos, resultados das oscilações causadas pelos equipamentos mencionados anteriormente, são oscilações de potência e torque das máquinas elétricas, queda de rendimento dos equipamentos elétricos, interferência nos sistemas de

proteção, e efeito *flicker* ou cintilação luminosa.

Figura 19 - Flutuação de tensão.



Fonte: OLIVEIRA, 2009.

4.2.6 Variação da frequência

Variações na frequência de um sistema elétrico são definidas como sendo desvios no valor da frequência fundamental deste sistema (50 Hz ou 60 Hz). A frequência do sistema de potência está diretamente associada à velocidade de rotação dos geradores que suprem o sistema. Pequenas variações de frequência podem ser observadas como resultado do balanço dinâmico entre carga e geração no caso de alguma alteração (variações na faixa de 60 ± 0,5Hz). Variações de frequência que ultrapassam os limites para operação normal em regime permanente podem ser causadas por falta em sistemas de transmissão, saída de um grande bloco de carga ou pela saída de operação de uma grande fonte de geração.

Em sistemas isolados, entretanto, como é o caso da geração própria nas indústrias, na eventualidade de um distúrbio, a magnitude e o tempo de permanência das máquinas operando fora da velocidade, resultam em desvios da frequência em proporções mais significativas.

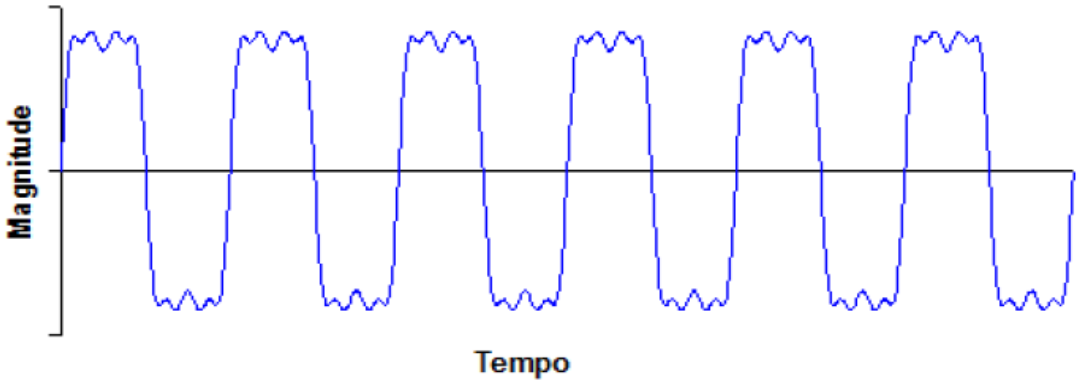
4.2.7 Distorções na forma de onda

A distorção da forma de onda é definida como um desvio, em regime permanente, da forma de onda puramente senoidal, na frequência fundamental, e é caracterizada principalmente pelo seu conteúdo espectral, representado na Figura 20 e Figura 21. Existem cinco tipos principais de distorções da forma de onda:

a) Harmônicos

Tensões ou correntes senoidais de frequências múltiplas inteiras da frequência fundamental (50 Hz ou 60 Hz) na qual opera o sistema de energia elétrica. Estes harmônicos distorcem as formas de onda da tensão e corrente e são oriundos de equipamentos e cargas com características não lineares instalados no sistema de energia.

FIGURA 20- Forma de onda com harmônicas.



Fonte: OLIVEIRA , 2009.

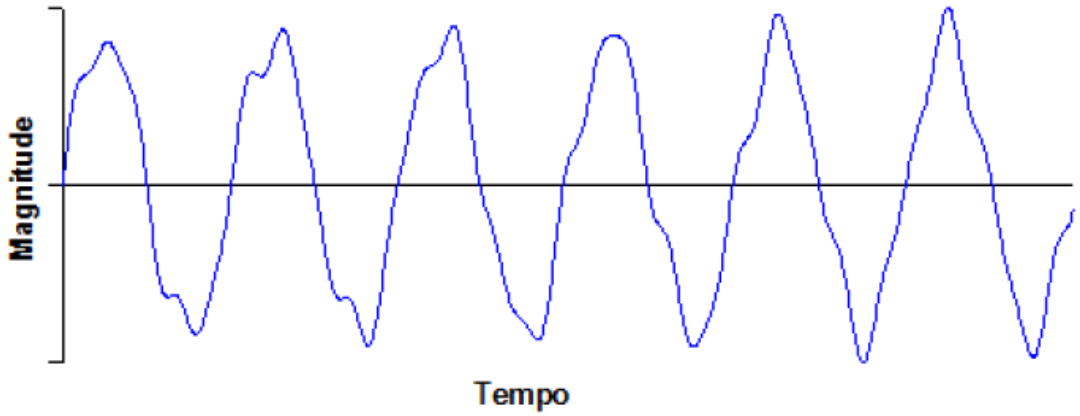
b)Inter-harmônicos:

Componentes de frequência, em tensão ou corrente, que não são múltiplos inteiros da frequência fundamental do sistema supridor (50 Hz ou 60 Hz).

Elas podem aparecer como frequências discretas ou como uma larga faixa espectral.

Os inter-harmônicos podem ser encontrados em redes de diferentes classes de tensão. As suas principais fontes são conversores estáticos de potência, ciclo-conversores, motores de indução e equipamentos a arco.

Figura 21- Forma de onda com inter-harmônica.

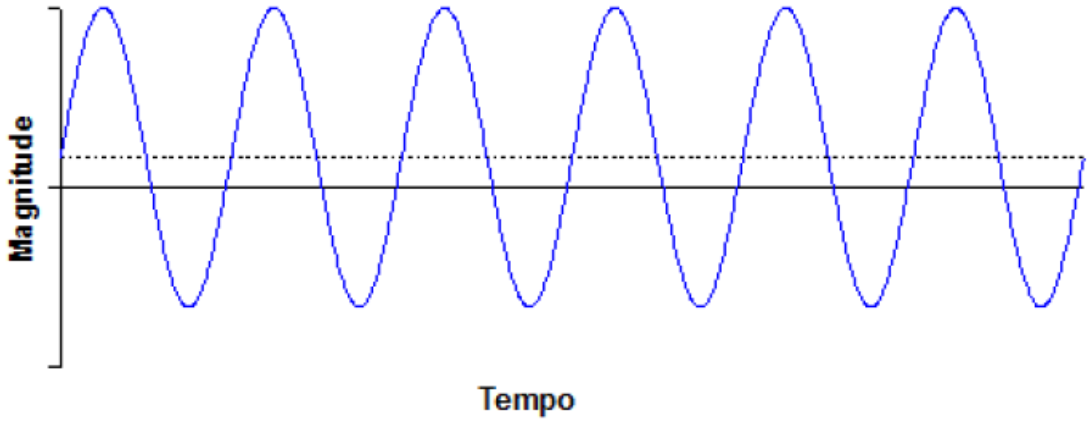


Fonte: Oliveira , 2009.

c)Nível CC

A presença de tensão ou corrente CC em um sistema elétrico CA é denominado *DC offset*, provoca alteração na forma de onda, conforme ilustrado na Figura 22. Este fenômeno pode ocorrer como o resultado da operação ideal de retificadores de meia-onda. O nível CC em redes de corrente alternada pode levar à saturação de transformadores, resultando em perdas adicionais e redução da vida útil.

Figura 22 - Forma de onda com nível contínuo.



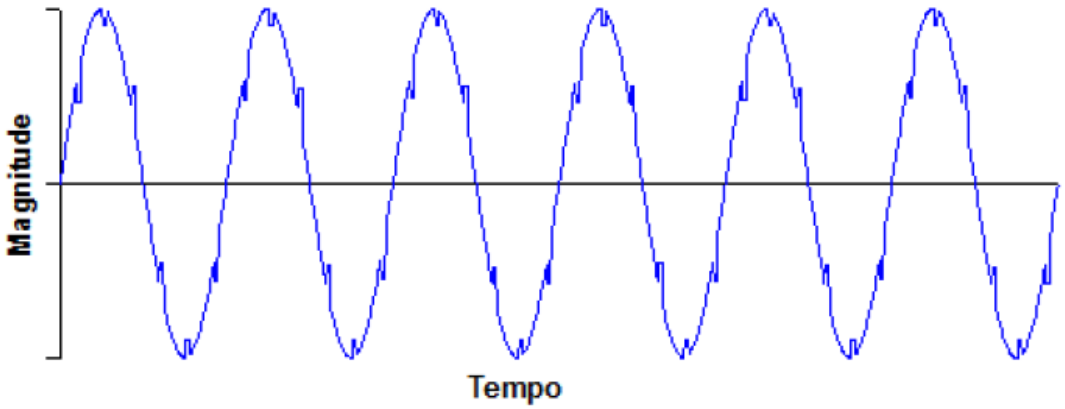
Fonte: OLIVEIRA, 2009.

d)Recortes de comutações

Conhecido também como *notching*, esses distúrbios são transições sucessivas e bruscas de tensão ou corrente entre diferentes níveis, conforme representado na Figura 23. Causado pela operação normal de equipamentos de eletrônica de potência quando a corrente é comutada de uma fase para outra.

Este fenômeno pode ser detectado pelo conteúdo harmônico da tensão afetada. As componentes de frequência associadas com os *notchings* são de alto valor e, desta forma, não podem ser medidas pelos equipamentos normalmente utilizados para análise harmônica.

Figura 23- Forma de onda com recortes em comutação.



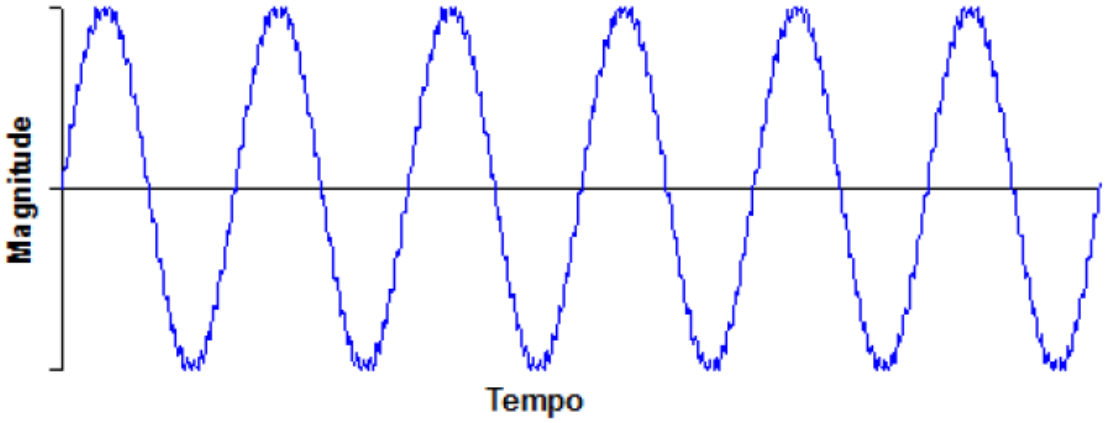
Fonte: OLIVEIRA, 2009.

e)Ruído

Definido como um sinal elétrico indesejado, ilustrado na Figura 24, contendo uma larga faixa espectral com frequências menores que 200 KHz, as quais são superpostas às tensões ou correntes de fase, ou encontradas em condutores de neutro.

Os ruídos em sistemas de potência podem ser causados por equipamentos eletrônicos de potência, circuitos de controle, equipamentos a arco, retificadores a estado sólido e fontes chaveadas que, normalmente, estão relacionados com aterramentos impróprios.

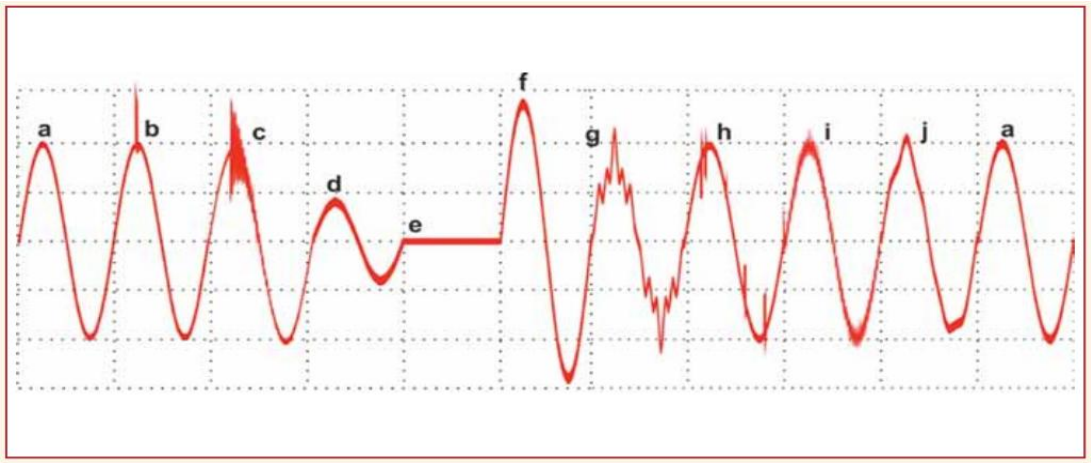
Figura 24- Forma de onda com ruído.



Fonte: OLIVEIRA, 2009.

A Figura 25 mostra os principais distúrbios envolvendo a qualidade da energia em uma única simulação, sendo possível perceber a particularidade de cada um na forma de onda.

.Figura 25- Distúrbios da qualidade da energia



Fonte: PAULILO, 2013.

Em que:

a - tensão senoidal

b - transitório impulsivo

c - transitório oscilatório

d - afundamento de tensão

e - interrupção

f - salto de tensão
g - harmônico
h - corte de tensão
i - ruídos
j - inter-harmônicos

4.3 CONSEQUÊNCIAS DE ALGUNS DISTÚRBIOS RELACIONADOS COM A QUALIDADE DA ENERGIA ELÉTRICA (QEE)

Pesquisas patrocinadas pelo *Electrotechnical Power Research Institute* (EPRI), realizadas nos EUA, identificam três distúrbios da QEE que mais tem afetado os consumidores: os Transitórios, as Depressões de Tensão (*Voltage Sags*) e os Harmônicos. Estes distúrbios podem causar os seguintes problemas:

4.3.1 Transitórios

Os transitórios, via de regra, provocam a degradação ou falha imediata nos isolamentos de equipamentos elétricos, falhas em fontes eletrônicas e desligamentos indevidos em acionamentos de velocidade variável usados em motores.

4.3.2 Depressão de tensão

A depressão de tensão provoca a operação inadequada de equipamentos industriais como os Controladores Lógicos Programáveis (CLP's), responsáveis pelo controle de processos industriais; os relês, responsáveis pela proteção do sistema elétrico; os microprocessadores, componentes usados em dispositivos de controle.

Também interfere na variação da velocidade ou parada de motores, bem como pode provocar falhas em inversores de freqüência, usados para o controle de velocidade de motores, entre outros.

4.3.3 Harmônicos

Os problemas originados pelos harmônicos causam alguns problemas na instalação elétrica e nos equipamentos nela ligados, os quais são:

4.3.3.1 Perdas adicionais e aquecimento em máquinas elétricas e capacitores

Trabalhos realizados por Sen (1990) verificaram que o aquecimento de um motor de indução está relacionado não só com a Distorção Harmônica Total de Tensão como também está diretamente relacionado com a intensidade de determinadas harmônicas.

Outros estudos comprovam que o aquecimento do motor devido ao 2° harmônico é três vezes maior do que aquele com o 5° ou outros harmônicos (YACAMINI 1995).

4.3.3.2 Interferências

Interferência pode ocorrer em sistemas de comunicação; em circuitos telefônicos, em circuitos de proteção e controle que operam em uma faixa de freqüência de 100 Hz a 4 kHz; em disjuntores.

Os disjuntores termomagnéticos usuais possuem um disparador térmico sensível ao aquecimento produzido pela corrente do circuito protegido. Tal disparador é projetado para responder ao valor eficaz da corrente de modo a atuar quando se aquece acima de um certo limite. Nessas condições, num circuito que alimenta cargas não lineares, pode ocorrer o disparo do disjuntor com uma corrente, inferior ou igual à nominal do dispositivo, o que caracterizaria um disparo “aparentemente” intempestivo; na realidade o disjuntor está protegendo adequadamente o circuito contra uma sobrecarga produzida pelas harmônicas.

No caso dos disjuntores eletrônicos o problema é diferente. Se o disparador não for projetado para responder a valores eficazes reais e sim a valores de crista, frente a correntes com resíduo harmônicos, ele poderá detectar valores muito altos e disparar prematuramente,

ou detectar valores muito baixos e deixar de atuar, dependendo da forma de onda da corrente; isso caracteriza um funcionamento não confiável do disjuntor (SANTOS, A., 2006).

4.3.3.3 Aumento da corrente de neutro

Em instalações contendo muitas cargas monofásicas não lineares, caso típico de edifícios comerciais e análogos os quais contém muitos aparelhos de iluminação fluorescente e de microcomputadores, a corrente de neutro nos circuitos de distribuição trifásicos a 4 condutores, mesmo havendo um equilíbrio razoável entre as cargas, é superior à "corrente de desequilíbrio", podendo superar a corrente de fase. Isso deve-se às correntes harmônicas de ordem 3 e múltiplos que somam-se ao neutro. Na prática, destacam-se as correntes de 3ª harmônica e as de freqüência impar e múltiplas de 3, conhecidas como harmônicas homopolares(SANTOS, A., 2006).

Uma corrente excessiva no neutro causa sobreaquecimento do condutor, de suas conexões e da barra de neutro, e também uma queda de tensão no circuito, que pode superar os limites fixados.

Atualmente a norma NBR 5410 (2008) apresenta um critério de dimensionamento aplicável a circuitos trifásicos a 4 condutores, com um desequilíbrio inferior a 50% onde é prevista corrente harmônica de 3ª ordem no neutro. Neste caso os 4 condutores devem ser dimensionados com a mesma seção, considerando-os carregados.

4.3.3.4 Erros em instrumentos convencionais por efeitos harmônicos

Os medidores residenciais apresentam variações em suas medições quando sob condições harmônicas, dependendo do grau de intensidade. Trabalhos realizados com objetivo de se determinar estas variações apresentaram os seguintes resultados:

Para uma bomba de calor com acionamento controlável de velocidade tendo como

distorção harmônica total de tensão o valor de 6,03% e distorção harmônica total de corrente igual a 32,33%, apresentou erros de +7,97% a +9,46% (valor sem distorção). Já para o caso de uma estação bombeadora com um motor a velocidade controlada por um retificador de 6 pulsos, com desbalanço de tensão de 5,55% e corrente de 28,0% chegou a apresentar erros de -10,09% a +0,52%. Esta diferença se deu devido às distorções e à diferença dos medidores utilizados (GUIMARÃES, 1997). Desbalanço de tensão é definido como a diferença dos valores de tensão por fase do sistema. O mesmo conceito é aplicado para corrente.

Em outro teste realizado com um medidor trifásico convencional os erros variam de +1,32 a +7,05% para determinado nível de distorção.

4.3.3.5 Aumento de perdas em condutores

Segundo Santos, A. (2006) existem duas formas através das quais as correntes harmônicas podem causar aquecimento em condutores acima do esperado para os valores de corrente fundamental.

A primeira delas é a redistribuição da corrente dentro do condutor que inclui o efeito pelicular e o efeito de proximidade. A segunda forma se dá através da corrente de neutro em circuitos trifásicos a 4 fios nos sistemas de distribuição com cargas monofásicas, já comentado anteriormente.

O efeito pelicular é a concentração da corrente na camada externa do condutor. Com ela a resistência do condutor aumenta. Este efeito aumenta com a frequência e com o diâmetro do condutor.

O efeito de proximidade é devido à distorção que o campo magnético de outros condutores adjacentes causa sobre a corrente do condutor em questão.

A tabela 2 relaciona alguns distúrbios da qualidade de energia com suas causas e conseqüências, assim como também apresenta algumas medidas de mitigação/eliminação dos distúrbios através dos dispositivos de condicionamento.

Tabela 2 - Implicação de alguns distúrbios da qualidade da energia elétrica

Dispositivos de condicionamento(1)	**Consequências**	**Causas**	**Distúrbios**
Pára-raios Filtros Transformador de isolamento	Distúrbios em dispositivos eletrônicos	Descargas atmosféricas Manobra de Cargas	Transitórios Impulsivos
Pára-raios Filtros Transformador de isolamento	Distúrbios em dispositivos eletrônicos	Descargas atmosféricas Manobras de linhas, cabo, capacitor, transformador, carga	Transitórios oscilatórios
Transformador de tensão constante (2), DVR(3)	Distúrbios em processos industriais	Faltas remotas Manobra de carga	Variações de curta duração
Regulador de tensão Transformador de tensão constante	Distúrbios em processos industriais	Partida de motor Variação de carga Manobra de capacitor Sobrecarga	Variações de longa duração
Sistema UPS(4) Geradores de reserva	Distúrbios em processos industriais	Faltas Manobra de disjuntores	Interrupções
Compensadores eletromagnéticos ou eletrônicos	Altas correntes, aquecimento de máquinas elétricas girantes	Cargas desequilibradas	Desequilíbrio de tensão

Dispositivos de condicionamento(1)	**Consequências**	**Causas**	**Distúrbios**
Filtros Transformador de isolamento	Ocupação do sistema, sobreaquecimento, distúrbio em contadores	Cargas não lineares	Harmônicos
Filtros Blindagem	Má operação de equipamentos eletrônicos, interferências	Pe's(5) com comutação de corrente entre fases	Recortes de comutações
Aterramento Bobina de bloqueio, filtro Blindagem	Distúrbios em comutadores e controladores programáveis	Manobre de Pe's Arcos Radiação eletromagnética	Ruído
Componentes estáticos Capacitor sério	Flicker (cintilação)	Cargas intermitentes Cargas a arco Partida de motor	Flutuação de tensão
Controladores de freqüência Conversores CA/CA	Afeta a operação de máquinas girantes e contadores	Variação de carga e geração	Variação da freqüência

Fonte: BRASIL, 1997.

Notas:

(1) Dispositivos de condicionamento de potência são dispositivos com o objetivo de isolar a barra de carga de vicissitudes da barra de suprimento de potencia.

(2) Transformadores de tensão constantes (*Constant Voltage Transformer* – CVT)

(3) *Dynamic Voltage Restorer*

(4) Sistema de suprimento ininterrupto de potência

(5) Equipamentos com eletrônica de potência

4.4 ALGUMAS MEDIDAS TÉCNICAS E OPERACIONAIS DE MITIGAÇÃO DE ALGUNS DISTÚRBIOS DA QUALIDADE DE ENERGIA ELÉTRICA

a) Utilização de *No-Breaks* nos sistemas ou em equipamentos específicos: esta solução permite que o equipamento protegido não perceba os distúrbios elétricos. Nota-se que ele proporciona proteção individual, sem resolver a origem do problema(SANTOS, A., 2006).

b) Utilização de Filtros Harmônicos: são elementos incorporados no sistema para a redução dos harmônicos ou redução do fator de potência de uma forma geral. Podem ser passivos, ativos, eletrônicos e de reator de linha. Retificadores *Pulse Width Modulation* (PWM), Conversores BOOST, também são usados para estas finalidades. Muitas vezes apresentam como co-efeito destas duas ações principais outras secundárias como: redução da corrente do neutro em sistemas trifásicos; minimização do impacto (menores perdas) sobre os transformadores de distribuição; efeito isolante para outras fontes harmônicas (oriundas de outros sistemas); eliminação de possíveis ressonâncias com banco de capacitores utilizados para a correção do fator de potencia; mitigação de problemas como interferência em sistemas de comunicação; aumento indireto da eficiência de motores e liberação da capacidade de distribuição a concessionária (TOM, 1998).

c) Utilização de Condicionadores de Potencia (*Power Conditioners*): No caso de distúrbios como a depressão de tensão, estes equipamentos são capazes de fornecer altas potências em pequenos intervalos de tempo. Um exemplo real é o *SuperconductorMagnetic Energy Storage*(SMES) projetado por Babcock e Wilcox para o sistema isolado do Alasca (600MW)

e capaz de fornecer 30MW durante um período superior a 20 segundos, garantindo, desta maneira, a forma original da onda do sinal elétrico (HEIN, 1996).

d) Mudanças do Sistema de Distribuição: com mudanças na forma de ligação dos transformadores dos Sistemas de Distribuição, torna-se muitas vezes possível a isolação de determinadas freqüências harmônicas do restante do sistema ou a disseminação de outros distúrbios(SANTOS, A., 2006).

e) Utilização de equipamentos não geradores de distúrbios: Alguns equipamentos utilizados no sistema são geradores de distorções como, por exemplo as cargas não lineares. A substituição dos mesmos por outros não tão poluidores ajudaria a resolver o problema.

4.5 NORMAS REFERENTES À QUALIDADE DE ENERGIA ELÉTRICA

Há uma certa limitação no número de normas específicas da qualidade da energia elétrica. Algumas se misturam a outros fenômenos, como interferências eletromagnéticas. A seguir é apresentada uma lista de normas e entidades exclusivas da energia elétrica.

• EN50160 (2005): é uma norma que cobre o *flicker*, inter-harmônica e variações de tensão;
• IEC 61000-4-15: norma de medição de *flicker* que inclui especificações para medidores;
• IEC 61000-4-7 (2010): descreve uma técnica de medição padrão para harmônicas;
•IEEE 519 (1992): prática recomendada pela IEEE utilizada principalmente por concessionárias de energia nos EUA. Descreve níveis aceitáveis de harmônicas para o ponto de entrega de energia pela concessionária;
• IEEE 1159 (1995): é uma prática recomendada pela IEEE para monitoração e interpretação apropriada dos fenômenos que causam problemas de qualidade de energia;
• CBEMA: *Computer and Business Equipment ManufacturersAssociation*. A CBEMA virou *Information Technology Industry Council* (ITI) em 1994. A curva CBEMA define os níveis de suportabilidade de equipamentos, em função da magnitude da tensão e da duração do

distúrbio. Distúrbios que caiam fora da curva podem causar danos aos equipamentos;
• ITI: Grupo que defende os interesses da industria de informática.

4.6 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

Com o desenvolvimento de novas tecnologias e pesquisas inovadoras em EAS, os projetos devem garantir e atender as necessidades do local com qualidade e segurança. Existem várias normas e trabalhos científicos sobre o assunto. Nessa seção alguns trabalhos relacionados com esta dissertação serão apresentados.

O trabalho de conclusão de curso de Miyashiro (2013) teve como objetivo a implementação de uma metodologia para obtenção de dados sobre documentação, instalação elétrica, EEM e manutenção, para analisar as condições das UTI´s de um hospital e propor medidas corretivas. As visitas *in loco*, a visualização de documentações e os questionamentos realizados com os funcionários responsáveis no hospital, possibilitaram o reconhecimento das condições não atendidas nestes setores. Com a análise foi possível observar uma série de problemas de fácil solução e mais complexos, como a falta de algumas informações na documentação, de manutenção preventiva e de informações sobre ensaios.

Okumoto (2006) realizou um trabalho de avaliação das instalações elétricas de centro Cirúrgico do hospital universitário da UFMS. O objetivo deste trabalho foi realizar um diagnóstico identificando deficiências nas instalações elétricas e de equipamentos ligados a ela, que pudessem comprometer as atividades e a segurança de pacientes e funcionários. A metodologia do trabalho fundamentou-se em levantamentos de informações em campo e medições de harmônicas. Verificou-se que existiam muitas deficiências na infra-estrutura do ambiente cirúrgico como: ausência de uma fonte de energia elétrica de emergência, que entrasse em funcionamento instantaneamente; ineficácia dos sistemas de aterramento e pisos semicondutivos; além de problemas de interferência eletromagnética entre equipamentos. Os níveis de distorção harmônica encontrados situaram-se em limites admissíveis. Foram propostas algumas medidas de mitigação, prevenção e correção de alguns problemas e salientou-se a necessidade de profissionais habilitados em Engenharia Clínica para atender ao

hospital.

A pesquisa de Campos (2013) propôs avaliar quantitativamente a eficácia do emprego de estratégias passivas em um bloco cirúrgico hospitalar para a redução do consumo de energia elétrica com fins de arrefecimento do ar. A análise comparativa dos dados de área física, sistemas de iluminação artificial, climatização e equipamentos, obtidos em seis blocos cirúrgicos, possibilitou a construção de um modelo computacional para realizar simulações de análise de desempenho térmico e energético de edificações de salas cirúrgicas. Os resultados alcançados demonstraram a importância de se considerar as condições bioclimáticas locais, em especial o controle da insolação direta, bem como reforçar a concepção de que o projeto arquitetônico pode contribuir para a eficiência energética da edificação.

O artigo de França e Soares (2005) aborda o impacto da energia elétrica no custo operacional de um hospital, nos aspectos de consumo, de conservação e de qualidade. O tema é abordado sob três enfoques: ações de eficiência energética visando à redução do consumo; impacto da falta da qualidade na ocorrência de defeitos e falhas nos equipamentos EEM; necessidade de investimentos em ações preventivas e fontes de energia elétrica, por consequência, da falta de energia de qualidade. Com o estudo foi possível concluir que através de ações de redução de perdas e desperdícios foi observado que, mesmo com aumento significativo do movimento de pacientes, o consumo de energia elétrica se manteve aproximadamente constante ao longo de um ano. Quanto à qualidade da energia elétrica, sua estabilidade de tensão é deficiente, com frequentes afundamentos, provavelmente, devido à atuação de religadores. A falta de qualidade resulta em grandes prejuízos ao hospital, pois os EEMs são construídos com eletrônica sofisticada e muitos não suportam tal instabilidade, ocasionando a parada do seu funcionamento. A falta de QEE também implica em investimentos elevados em fontes de emergência, aquisição de grupos geradores, *nobreaks* e estabilizadores, recursos que poderiam ser melhor utilizados, e são extremamente necessários ao aprimoramento dos serviços médicos hospitalares.

Danella et al. (2006) desenvolveram um projeto de Eficiência Energética no Hospital de Clinica da UNICAMP, que teve como objetivo o *retrofit* e a instalação de luminárias, reatores e lâmpadas fluorescentes eficientes. A filosofia do trabalho baseou-se na manutenção das iluminâncias dos locais dentro dos níveis aceitáveis prescritos na norma NBR 5413 da

ABNT. Além da economia real de energia elétrica, obtida através de medições de consumo nos vários alimentadores do andar, foi avaliada também, a qualidade da energia entregue nos pontos de consumo, bem como o nível de satisfação dos usuários do novo sistema de iluminação implementado. Medições do fator de distorção harmônica de cada alimentador, bem como de seu fator de potência, foram realizadas antes e depois da implementação do projeto para avaliar a qualidade de energia elétrica fornecida, no que diz respeito ao seu conteúdo harmônico. O resultado obtido com o projeto e com os equipamentos utilizados, referentes à redução real no consumo de potência ativa, foi satisfatório, porém torna-se melhor ainda, quando acompanhado dos resultados de avaliação de harmônicos, do nível de iluminância e de satisfação do consumidor.

Bernardes e Silva (2011) apresentam uma análise dos parâmetros que caracterizam uma energia elétrica de qualidade quando suprindo cargas tipicamente hospitalares. Os estudos foram conduzidos no Hospital de Clínicas da Universidade Federal de Uberlândia (UFU), onde diversos EEMs foram avaliados e discutidos. Tais aparelhos são considerados como cargas não lineares, pois eles possuem correntes distorcidas, ou seja, a corrente não apresenta a mesma forma de onda da tensão. Dessa maneira, a interação entre esses EEM e a rede de suprimento foi investigada criteriosamente, onde se verificou a contribuição dos mesmos na degradação da energia elétrica. Pelas análises realizadas e considerando as instalações elétricas do Hospital de Clínicas da UFU, concluiu que os EEM não contribuíram significativamente para que ocorressem perturbações no sistema elétrico do hospital, conforme normas vigentes da Agência Nacional de Energia Elétrica (ANEEL). Em adição, os equipamentos mais potentes quando em operação poderiam influenciar na qualidade da energia no hospital. Todavia, estes resultados favoráveis foram influenciados pela elevada potência do transformador em comparação com as potências das cargas/equipamentos supridos pelo mesmo.

O trabalho de Spalding (2009) usa o equipamento (Protegemed), que será usado para o desenvolvimento dessa dissertação, com patente concedida em 2004 e avança em questões relacionadas á supervisão da corrente elétrica de EEM, em CC, nesse caso com uso do sistema IT-médico. A tese foca o estudo em três EEMs: unidade eletrocirúrgica (bisturi eletrônico), monitor cardíaco e mesa de cirurgia. Descreve diversos experimentos e simulações realizadas

para provar que correntes diferenciais, originadas possivelmente de capacitâncias parasitas, podem ocorrer mesmo com a adoção de sistemas IT-Médico com DSI. Em determinados casos provados na tese, o alarme do DSI não seria disparado, colocando o paciente em risco, sem que a equipe de engenharia clínica, ou até mesmo o corpo médico, soubesse do potencial risco.

Em outubro e novembro de 2014, reuniões foram feitas para demonstrar a pesquisa Protegemed na Itália, Portugal e Inglaterra. Após as reuniões, os grupos realizaram discussões internas em suas instituições, pois envolviam divisões de tarefas e responsabilidades entre hospitais, estudantes e professores universitários. Todos os grupos contatados aderiram à pesquisa.

Um artigo foi publicado na Revista Médica – Ciências e Saúde, o qual descreve experimentos que utilizaram o Protegemed, no Hospital São Vicente de Paulo (HSVP). O experimento feito no período de seis meses registrou um total de 13.990 eventos de correntes de fuga, ou seja, números significativos. No entanto, o *software* do Protegemed detectou que nenhum desses eventos, com valores de corrente maior que 0,5 mA, ocorreram simultaneamente em dois equipamentos médicos e no mesmo paciente. O grupo da Pontifícia Universidade (PUC-RS, Porto Alegre) desenvolveu um *software* para comparar duas ou mais formas de onda usando o coeficiente de correlação de Spearman. Esse é um trabalho de doutorado de Rebonatto (2015) e resultou em um aperfeiçoamento no Protegemed. Foi desenvolvida uma plataforma de referência capaz de capturar correntes diferenciais de EEM durante procedimentos médicos. Foi proposta ainda uma metodologia de análise dessas correntes diferenciais, produzindo escalas de periculosidade à saúde, em relação ao valor da corrente, ao espectro de frequência e à similaridade entre formas de ondas simultâneas.

No HSVP, em Passo Fundo-RS, já existem duas salas de cirurgia supervisionadas pelo sistema Protegemed (SPALDING et al, 2015). Um grupo de Roma, composto por pesquisadores da *Sapienza University of Rome* e da University Campus Bio-Medico, publicou o artigo com resultados obtidos com o uso do Protegemed em salas cirúrgicas do Hospital Campus Bio-Médico. A visita ao Campus permitiu a ida às salas de cirurgia e a conversa sobre os passos necessários para a execução dos experimentos. Ademais, o *hardware* do Protegemed foi instalado em algumas tomadas e o software de apoio instalado em um

computador de pesquisa. As inspeções nas salas cirúrgicas do Hospital Campus Bio-Médico revelaram alguns pontos para a instalação do Protegemed. Foi sugerido que o *hardware* do Protegemed fosse instalado dentro de uma coluna de tomadas elétricas. Foram realizados testes elétricos, eletromagnéticos e mecânicos. Uma das sugestões do grupo da Itália é adicionar ao Protegemed uma medição da corrente do condutor de aterramento (ZENNARO et al, 2014).

O grupo envolvido no projeto em Liverpool pertence ao Royal Liverpool University Hospital (RLUH), departamento de física médica e engenharia clínica. O encontro em Liverpool foi precedido por uma visita, quatro meses antes. Uma caixa de tomadas com o kit do Protegemed foi entregue na RLUH para estudo e avaliação. O grupo inglês pretende utilizar o Protegemed em uma sala de eletrofisiologia. Em 2015 foram realizados vários testes de avaliação no Protegemed e sua utilização na sala de eletrofisiologia foi aprovada (TAKTAK et al, 2006).

A Universidade de Porto recebeu um dos pesquisadores brasileiros desse projeto como professor visitante, para estudos de pós-doutorado em 2014/2015. Em 2016, é esperado que um estudante de mestrado dessa universidade seja selecionado para trabalhar na pesquisa. O Hospital Santo Antônio em Porto aceitou o convite para trabalhar nessa pesquisa (SPALDING et al, 2015).

5 METODOLOGIA

A análise da eficiência energética foi realizada em uma sala cirúrgica de um Hospital Universitário. Nota-se que, para realização das medições e acesso ao local foi necessário que a pesquisa fosse avaliada e aprovada pelo Setor de Gerência de Ensino e Pesquisa do hospital. Apresentou-se, dessa forma, o projeto de pesquisa que foi aprovado e publicado no Boletim Interno nº 113 de 6 de março de 2017. Salienta-se ainda que a pesquisa não envolveu atuação direta com seres humanos e, após consulta, verificou-se a não necessidade de solicitação para realizar a pesquisa no Comitê de Ética em Pesquisa (CEP)[2].

Para realizar as medições que possibilitaram uma análise de eficiência energética fizeram-se levantamentos bibliográficos em livros, em normas técnicas, em artigos científicos, em dissertações, em teses e outros materiais. Desta forma, informações relevantes sobre o tema foram obtidas, para que os procedimentos técnicos das medições e obtenções de dados fossem adequados. Além da busca por informações relevantes em outros trabalhos, que poderiam auxiliar sobre o tema em estudo. Sendo esses, portanto, fontes de dados secundários.

Observa-se que o objetivo da pesquisa é descritivo, pois foi investigado como ocorre, com exatidão, os valores medidos através dos equipamentos de medição específicos, com descrições reais dos parâmetros elétricos, dentro do ambiente hospitalar e sua análise. A pesquisa teve caráter interdisciplinar, pois integrou informações, dados, técnicas, instrumentos, perspectivas, conceitos e teorias de engenharia elétrica, metrologia, engenharia biomédica, entre outros, na busca de análises e soluções da pesquisa.

A área de conhecimento é da ciência exata, com natureza do tipo quantitativa, através de dados obtidos com medidores de energia, de segurança elétrica, entre outros. As medições são quantitativas, com os resultados da pesquisa, obtidas de amostras consideradas

[2]O CEP tem o papel bem estabelecido nas diversas diretrizes éticas internacionais (Declaração de Helsinque, Diretrizes Internacionais para Pesquisas Biomédicas envolvendo Seres Humanos- CIOMS) e Brasileiras (Res. CNS no. 466/2012 e complementares), diretrizes essas que ressaltam a necessidade de revisão ética e científica das pesquisas envolvendo seres humanos, visando a assegurar a dignidade, os direitos, a segurança e o bem-estar do participante da pesquisa.

representativas, com resultados constituindo uma situação real. Observa-se que pesquisa quantitativa se centra na objetividade, compreendida com base na análise de dados brutos, recolhidos com o auxílio de instrumentos padronizados. Valores quantitativos, portanto, foram utilizados para descrever as causas dos fenômenos e as relações entre variáveis.

Também é uma ciência aplicada, a qual buscou um estudo sistemático, visando a solução de problemas práticos, concretos e operacionais de eficiência energética, com ênfase em qualidade de energia e segurança elétrica.

Além disso, pode-se caracterizar a coleta de dados através das medições e observações do ambiente como sendo primária, pois estes dados foram coletados pelo próprio pesquisador no ambiente, com objetivo de atender as necessidades específicas da pesquisa em andamento.

Dessa forma, com a caracterização da pesquisa e a aprovação da pesquisa no Hospital Universitário foram realizadas visitas *in loco* para definir qual sala cirúrgica seria o ambiente de estudo. Fazendo-se levantamento da instalação elétrica do local, obtendo listagem de EEMspossíveis de serem monitorados e verificando como seriam alocados os equipamentos de medição.

A proposta do trabalho foi obter informações sobre os parâmetros elétricos através de um analisador de energia, de um medidor de corrente de fuga de EEMs, de um luxímetro para medir o nível de iluminância do ambiente e de um voltímetro para medição do nível de tensão de várias tomadas. Alguns ensaios foram realizados em laboratório para verificação de funcionamento de equipamento ou comprovação de medições necessárias. Além disso, verificou-se a disposição dos elementos da instalação elétrica, com verificação de atendimento de norma específica para ambiente hospitalar.

A proposta foi obter os valores de parâmetros elétricos do nível de tensão, de corrente e de harmônicos presentes no local e fazer também uma avaliação se haveria corrente de fuga nos EEMs, que pudessem representar risco de choque elétrico no paciente. O uso do analisar elétrico em paralelo com o Protegemed foi um teste com obtenção de dados para uma melhor avaliação da instalação.

Para as medições foram utilizados equipamentos específicos, que estão descritos com mais detalhes, em seções subseqüentes. Nota-se, entretanto, que a calibração desses equipamentos é de fábrica, pela falta de recursos financeiros para a sua realização anual,

conforme determinação por normas metrológicas, para alguns deles.

5.1 CARACTERIZAÇÃO DO AMBIENTE DE ESTUDO

O estudo foi realizado no Centro Cirurgico (CC) do Hospital Universitário Maria Aparecida Pedrossian (HUMAP), que foi inaugurado em 1970. Na época com 60 leitos, para dar suporte às atividades do curso de Medicina da Universidade Estadual de Mato Grosso, atendendo, sobretudo, à população campograndense, calculada em 150.000 habitantes.

Na divisão do Estado, em 1978, ocorreram profundas transformações no plano econômico-político. Intensificou-se o fluxo migratório, ampliaram-se as atividades econômicas, sendo Campo Grande convertida em capital da nova unidade da federação. Diante do contexto, a Universidade foi federalizada pela Lei nº 6.674 de 5 de julho de 1979, dando origem à Fundação Universidade Federal de Mato Grosso do Sul - FUFMS.

Acompanhando este movimento, o HUMAP experimentou uma expansão de suas atividades, constituindo-se hoje em um centro de referência estadual e regional para diversas especialidades, tendo em vista o nível crescente de complexidade dos serviços por ele oferecidos. Em consequência disso, houve uma inserção mais significativa do hospital no âmbito da sociedade Sul-mato-grossense, do Sistema Único de Saúde (SUS), da Coordenação Geral dos Hospitais Universitários da Secretaria de Ensino Superior (SESu) do MEC e da Associação Brasileira de Hospitais Universitários e de Ensino (ABRAHUE).

O HUMAP serve como área hospitalar para as atividades dos cursos da área de ciência da saúde, sendo medicina, farmácia e bioquímica, odontologia, enfermagem e mestrado em diversas áreas. Coopera também na execução de planos de ensino que tenha vinculação com problemas de saúde, ou com outros aspectos da atividade do hospital.

O HUMAP/MS tem uma área física de 36.000 m^2 e uma capacidade instalada de 260 leitos, 76 consultórios, 9 salas no centro cirúrgico e 4 no centro obstétrico. Atende uma média de 852 internações por mês, que dão suporte ao desenvolvimento do Ensino de Graduação e Pós Graduação de Pesquisa, e da extensão.

O hospital conta atualmente com a equipe de recursos humanos composta por 828

servidores, para o desenvolvimento dos trabalhos aos quais a Instituição se propõe (Portal Mec, 2016).

É importante ressaltar que os hospitais, de maneira geral, funcionam no período noturno, finais de semana e feriados, no sistema de plantão. Devido às suas dimensões e especificidades, são naturalmente grandes consumidores de energia. Por terem um funcionamento contínuo, utilizam uma enorme quantidade e variedade de equipamentos, para diagnóstico, tratamento e suporte à vida dos pacientes, que necessitam de energia elétrica ininterrupta e com qualidade, ou seja, com eficiência para garantir a sua operacionalidade.

5.1.1 Centro cirúrgico

O CC é composto de 24 salas, sendo 9 salas para procedimentos cirúrgicos e o restante para as demais atividades, como demonstrado na Figura 26. Atualmente o CC está passando por um processo de reforma que acontece de forma parcial, pois não pode ocorrer a paralisação de todas as salas cirúrgicas.

Lamb (2000) recomenda que o CC esteja localizado próximo as Unidades de Emergência, de Internação de Clínica Cirúrgica, Unidades de Tratamento Intensivo e de fácil acesso à Recuperação e Central de Materiais e Esterilização (CME). No ambiente em estudo o CC do HUMAP encontra-se localizado próximo apenas da Central de Materiais e Esterilização, entretanto, não há comunicação com essa unidade, dificultando o seu acesso.

Na sala cirúrgica G foram obtidos os dados para avaliação da instalação. Nela foram instalados os equipamentos de medição de qualidade de energia (Analisador de Energia), e de medição de corrente de fuga (Protegemed), além dos demais equipamentos que tiveram medições momentâneas. Na Figura 27 pode ser observado o local de instalação dos equipamentos de medição (Protegemed, Analisador de energia e computador), bem como a disposição dos EEM.

Essa sala foi escolhida por ser a sala mais utilizada do CC, onde ocorrem cirurgias de várias especialidades como cirurgias ortopédicas, urológicas e gerais. Tem área de 21,43 m^2 e possui os seguintes equipamentos eletromédicos:

-Mesa cirúrgica, marca Maquet e modelo Magnus 1180;

-Foco cirúrgico, marca Maquet e modelo Hled;

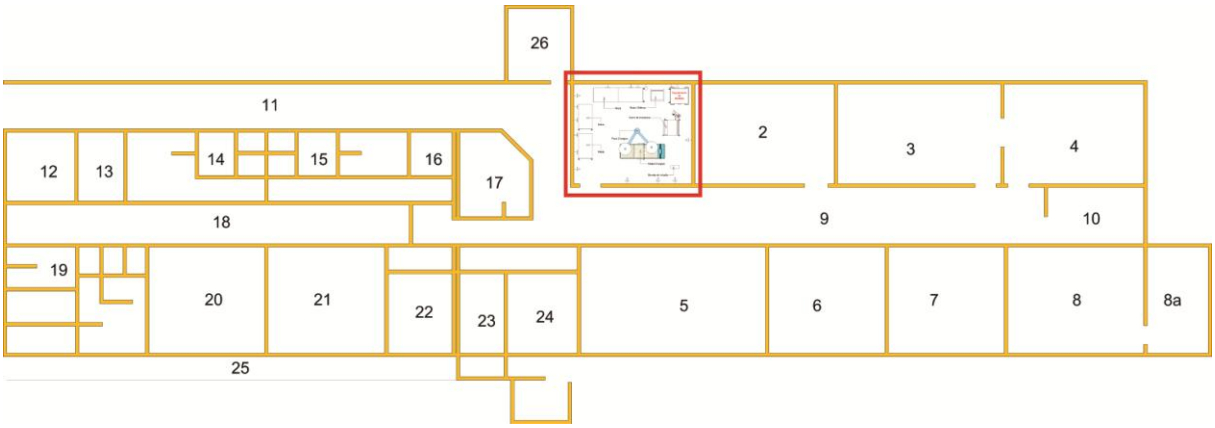
-Estação de anestesia, marca Drager e modelo Fabius® GS Premium, com todos os equipamentos auxiliares necessários;

-Bisturi elétrico, marca Wen e modelo SS-501S;

-Bomba de infusão, marca B|braun e modelo Infusomat compact;

-Bomba de seringa, marca Terumo e modelo TE-372.

Figura 26 - *Lay-out* do Centro Cirúrgico



Fonte: Modificada de Okumoto, 2006.

1 - Sala G – Sala onde foram realizadas as medições

2 - Sala A

3 - Sala B

4 - Sala C

5 – Sala de Recuperação

6 - Sala F

7 - Sala E

8 - Sala D

8a - Sala de apoio

9 - Corredor de ambiente cirúrgico

10 – Sala de apoio

11 - Corredor interno de acesso ao CC

12 - Farmácia

13 - Rouparia

14 - Vestiário Masculino

15 - Vestiário Feminino

16 - Depósito de materiais

17 - Depósito de materiais

18 – Corredor de acesso a salas de cirurgias de emergência

19 – Banheiros para pacientes e maqueiros

20 - Sala I

21 - Sala H

22 - Expurgo

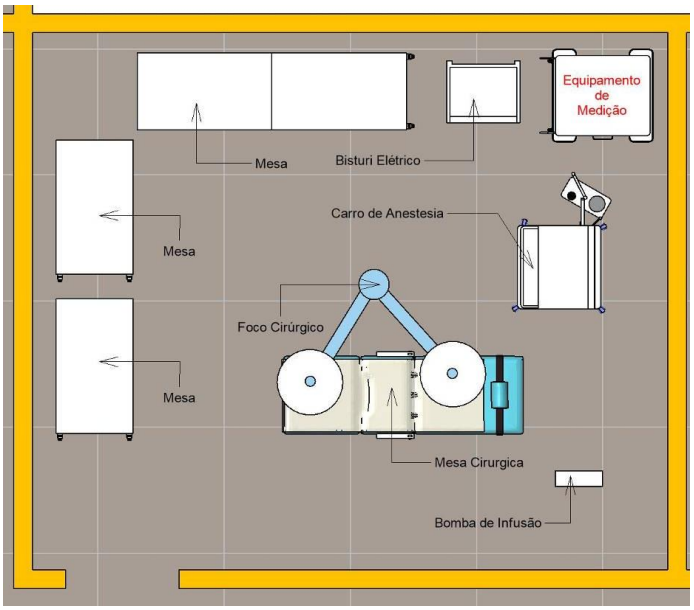
23 - Guarda de material estéril (ver se é assim que escreve)

24 - Copa

25 - Corredor externo de acesso às salas de emergência

26 - Chefia de enfermagem

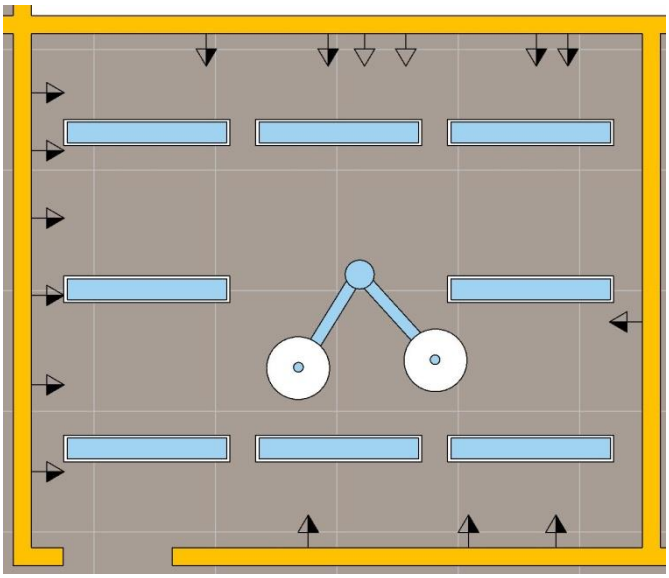
Figura 27 - Disposição dos equipamentos de medição e EEM.



Fonte: Autor (2017).

Nota-se, entretanto, que muitos equipamentos não são fixos e podem ser remanejados para outras salas. Na Figura 28 é possível ver a disposição das luminárias e das tomadas elétricas existentes na sala G do CC.

Figura28 - Disposição das tomadas e luminárias.



Fonte: Autor (2017).

5.2 OBTENÇÃO DOS DADOS

Na análise de eficiência energética e de qualidade de energia da instalação elétrica na sala cirúrgica, observaram-se os comportamentos anormais no sistema elétrico, bem como seus efeitos nas instalações e equipamentos de apoio às atividades cirúrgicas.

Para obtenção desses dados foram utilizados equipamentos de supervisão de energia, tais como um Analisador de Energia Elétrico e o Protegemed, além de luxímetro e voltímetro. O analisador foi instalado na mesma tomada de alimentação do Protegemed, que alimentava um equipamento EEM. O luxímetro foi utilizado para verificação do fluxo luminoso e o multímetro para obter os valores de tensão nas tomadas. Dessa forma, foi possível obter os parâmetros elétricos fornecidos pela concessionária e os eventos que ocorreram durante o uso de um EEM.

5.2.1 DADOS E ANÁLISE SOBRE A INSTALAÇÃO ELÉTRICA

5.2.1.1 Fornecimento de energia

O fornecimento de energia elétrica para a HUMAP é em tensão primária de 13,8 kV, mantida pela concessionária ENERGISA– Empresa Energética do Mato Grosso do Sul. A

demanda total do hospital é 1 MW e seu consumo de energia é em média 350 MWh mensais. A carga instalada está distribuída entre 12 subestações. Existem 8 Grupos Motor Geradores (GMG) a diesel funcionando como fontes alternativas, que fornecem energia a alguns setores em caso de emergência.

O CC é alimentado por três transformadores de 225 kVA e há um GMG a diesel de 115 kVA, que funciona como fonte alternativa de energia. Este equipamento entra em operação em caso de emergência após 15 segundos, segundo informações fornecidas pela equipe de manutenção. Com esse tempo de atendimento fornece energia para apenas os EEM da classe maior que 15, conforme definido pela norma ABNT NBR13534.

A alimentação dos circuitos das salas de cirurgia é feita através de 11 quadros elétricos, dispostos no corredor de acesso, ambiente de número 11, conforme indicado na Figura 26. Como podem ser observados na Figura 29, os quadros e os disjuntores são antigos e não possuem identificação de seus circuitos.

Figura 29 - Quadros elétricos do CC a) Quadro elétrico sem proteção das partes vivas b) Quadro sem identificação dos circuitos.

(a) (b)

Fonte: Autor (2017).

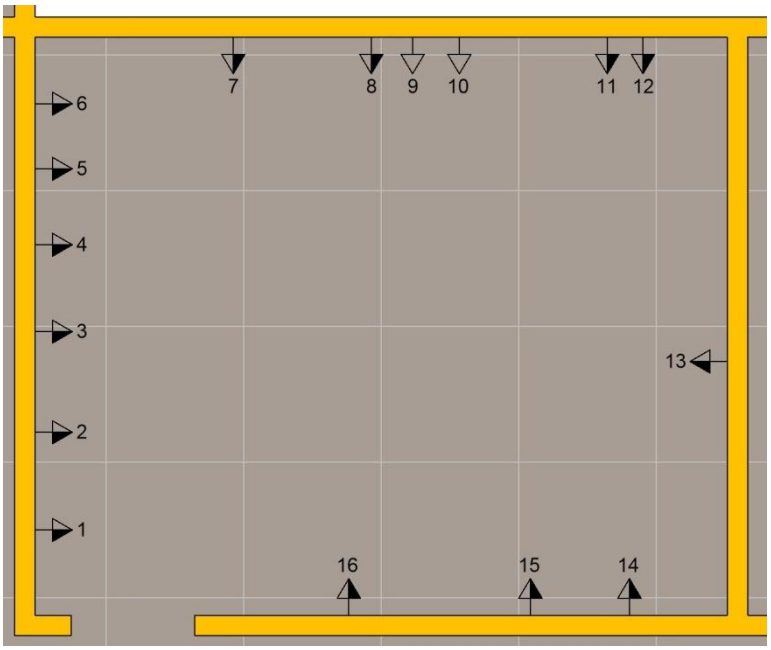
O aterramento existente no CC é o TN-S, tendo o condutor neutro e o condutor de proteção distintos e possuem baixa impedância para correntes de falta (altas correntes). O condutor de proteção PE deve estar sempre com tensão zero. O neutro é aterrado na fonte, as massas são ligadas a um fio Terra, que é ligado ao neutro no início da instalação, constituindo

dois barramentos (um do neutro e outro do Terra, curto-circuitados). Nessa instalação a proteção deve ser garantida por dispositivos Diferencial Residual (DR), que detectam a corrente que escoa pelo Terra.

Conforme NBR-5410 (2008) e NBR-13534 (2008), todas as tomadas de energia do CC devem ser padronizadas e ter um ponto de aterramento. Nas salas cirúrgicas as tomadas devem ficar numa altura mínima de 1,50 metros do piso. Toda a área abaixo da altura de 1,50 metros a partir do piso é classificada por norma como zona de risco.

Na análise feita *in loco*, todas as tomadas têm o ponto de aterramento. Embora o número de tomadas não seja estipulado por norma, devem ser em um número suficiente para ligar todos os equipamentos e distribuídas uniformemente, para evitar o uso de extensões. Na Figura 30, pode-se observar a distribuição de tomadas na sala G, a qual possui o total de 16 tomadas de energia, sendo 12 de 127 V e 4 de 220 V de tensão de alimentação.

Figura 30 - Disposição das tomadas na sala G.



Fonte: Autor (2017).

Análise:

Como já mencionado a NBR 13534 (2008) divide as instalações de emergência em 3 classes, de acordo com o tempo de restabelecimento da alimentação. De acordo com a norma, o CC deve ter suas cargas de classes maiores que 15 alimentadas por grupo gerador, e os demais equipamentos, que se encaixam nas classes menores (igual ou menor que 15), devem

ser alimentados por *Nobreak*. No entanto, isso não acontece no CC, pois em caso de emergência, todas as cargas são supridas por um grupo gerado após 15 segundos.

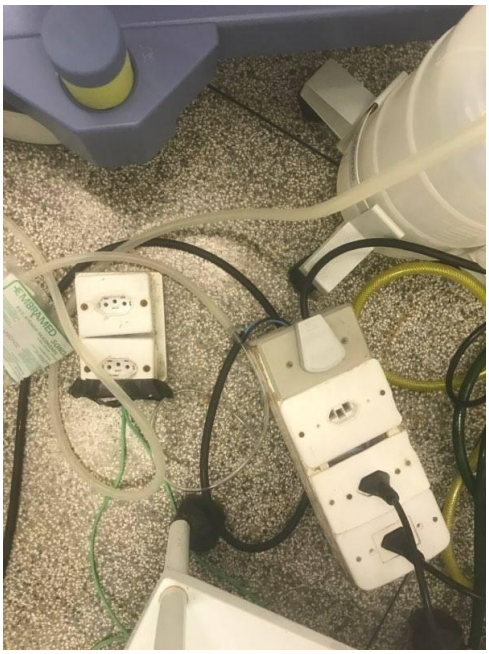
Conforme a norma RDC-50, verifica-se em qual classe pertencem os equipamentos eletromédicos. Na sala cirúrgica em estudo verificou-se que a mesa cirúrgica, carro de anestesia, bisturi elétrico, bomba de seringa, bomba de infusão são classe 15 e foco cirúrgico de classe 0,5. Portanto, os equipamentos de classe menor que 15 não são atendidos pela norma.

O aterramento das salas cirúrgicas da HUMAP não atende o que preconiza a norma NBR 13534 (2008) de ano, que estabelece que em locais médicos do Grupo 2, há exigência da utilização do IT-médico e DSI. O CC realiza procedimentos intracardíacos, cirúrgicos e de sustentação de vida, sendo, portanto, pertencente ao Grupo 2.

A NBR 5410 (2008) estabelece que os quadros de distribuição devam ter proteção adequada, possuir identificação (nomenclatura) do lado externo. Como podem ser observados na Figura 26, os quadros de distribuição das salas cirúrgicas encontram-se no corredor de acesso, externos ao ambiente, com possibilidade de atuação por qualquer pessoa. Não possuem nomenclatura do lado externo e os circuitos não são identificados, além da inexistência de proteção em suas partes vivas. Conforme relato dos técnicos, há uma grande dificuldade da equipe de manutenção em identificar os circuitos, devido ao grande fluxo de cirurgias.

Na sala G todas as tomadas possuem aterramento, no entanto, não há um número suficiente de tomadas, existindo extensões alocadadas no chão (Figura 31). O uso de extensões pode resultar em probemas, como a sobrecarga do ponto de tomada, onde a extensão está ligada. Observou-se ainda que a extensão encontra-se na zona de risco (altura abaixo de 1,50 metros), e pode ocorrer acidentes, como de desligamento de aparelhos, pela movimetação da equipe clinica, durante a cirurgia.

Figura 31 - Foto de extensões existente na sala cirúrgica.



Fonte: Autor (2017).

A NBR 5410 (2008) determina que, em qualquer ponto de utilização da instalação, a queda de tensão verificada não deve ser superior a 4%, em relação ao valor da tensão nominal da instalação. Foram feitas medições de níveis de tensão, utilizando um multímetro, para verificar se os níveis estão adequados à norma. Os valores estão apresentados na Figura 32 e observa-se que existem alguns pontos que estão fora dos valores preconizados pela norma.

Figura 32 - Nível de tensão em cada tomada da sala G.

Tomada	Medição 1 de Tensão (V)	Medição 2 de Tensão (V)	Medição 3 de Tensão (V)	Medição 4 de Tensão (V)	Medição 5 de Tensão (V)	Medição 6 de Tensão (V)	Valores médio de tensão (V)	Desvio Padrão	Diferença aceitável por Norma
1	124	127,69	136,25	196,95	127	128	139,98	28,20602447	NÃO
2	124,5	127,148	127,43	126,78	125,3	124,7	125,98	1,295981739	SIM
3	124	128,55	128,49	127,73	127	128,4	127,36	1,751038739	SIM
4	124	128,82	128,74	127,66	126,6	127	127,14	1,778962244	SIM
5	124	125,61	128,66	197,5	127,7	125,3	138,13	29,1351296	NÃO
6	127	133	130	130	125	125,7	128,45	3,068387199	SIM
7	218	128	128,99	197	127	127,3	154,38	41,68336859	NÃO
8	125	167	129,05	128,35	124,4	125,9	133,28	16,61994785	NÃO
9	218	153	199	180	157	153,7	176,78	27,17575513	NÃO
10	218	220	219,7	218,9	220,5	219,4	219,42	0,879583235	SIM
11	125	128,7	127,5	127,8	126,2	127,7	127,15	1,32476413	SIM
12	125	128,67	126,1	125,3	127	126	126,35	1,335271508	SIM
13	125,5	124,9	123,7	127,3	126	127,3	125,78	1,403448135	SIM
14	125,6	195	124,8	127	128,3	127	137,95	27,97525692	NÃO
15	216	213	218	220	219	219	217,50	2,588435821	SIM
16	124,8	128,55	128,52	121,09	127	126,8	126,13	2,826472478	SIM

Fonte: Autor (2017).

O Multímetro Digital Portátil utilizado para a medição da tensão nas tomadas da sala G é da marca Politerm, modelo POL-78 (Figura 33).

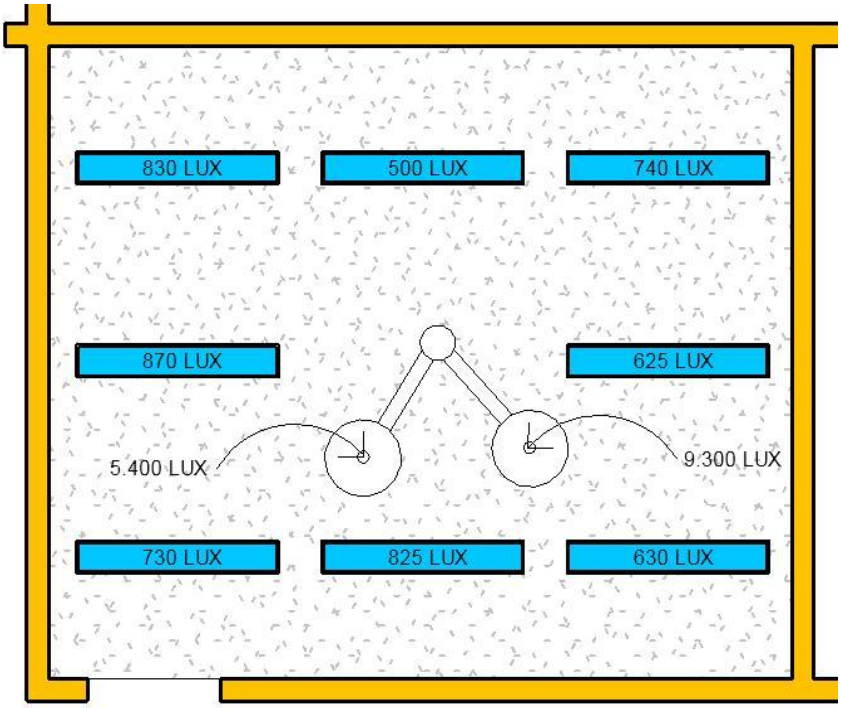
Figura 33 - Multímetro Digital Portátil.

Fonte: Politerm.

5.2.1.2 Iluminação

A medição de iluminância foi feita embaixo de cada luminária, utilizando um luxímetro digital portátil, na altura de 0,80metros do chão, mesma altura da mesa existente na sala. O local de medição e o índice de iluminância medido em cada ponto está representado na Figura 34.

Figura 34 - Nível de iluminância emitido por cada luminária na sala G do HUMAP.



Fonte: Autor (2017).

São utilizadas luminárias do tipo calha, de 32 W, não embutidas, sem qualquer tipo de proteção. São fabricadas com materiais de cores claras, que proporcionam boa reflexão ao ambiente, tornando a luz mais abrangente. As lâmpadas são fluorescentes tubulares. Observou-se que algumas luminárias possuíam lâmpadas queimadas, diminuindo, dessa forma o fluxo luminoso.

A iluminação da mesa cirúrgica provém da unidade equipada com um sistema óptico, o foco cirúrgico com dois braços. Essa unidade fica fixada no teto, no centro da sala, através de um eixo, fazendo com que o sistema seja basculante. O nível de iluminamento que o foco cirúrgico deve emitir é de 5000 lux, estabelecido pela norma NBR ISO/CIE 8995-1 (2013).

O equipamento utilizado para avaliar a eficiência luminosa da sala cirúrgica foi um Luxímetro Digital Portátil, compacto, de alta precisão e resposta rápida, da marca Minipa (MLM-1011) e está representado na Figura 35. Proporciona medidas de iluminância na unidade lux, que abrange a faixa de 1 lux a 100.000 lux. É equipado com sensor de fotodiodo de silício separado do corpo do aparelho, possibilitando uma melhor visualização das

medições. Calibração de fábrica.

Figura 35 - Luxímetro Digital.

Fonte: Minipa.

Segundo a NBR 13534 (2008), o foco cirúrgico deve ter sua alimentação restabelecida quando houver falha do sistema de alimentação da rede de energia, em 0,5 segundos. O que não ocorre na sala cirúrgica do HUMAP, pois o que atende a sala de cirurgia é um grupo gerador. Para que a norma fosse atendida o foco cirúrgico deveria ser ligado a um sistema de *nobreak*.

De acordo com a norma de iluminação de ambientes de trabalho, NBR ISO/CIE 8995-1 (2013), o nível de iluminamento deverá ser de 1000 lux, para efeitos de iluminação geral (fora da mesa de cirurgia).

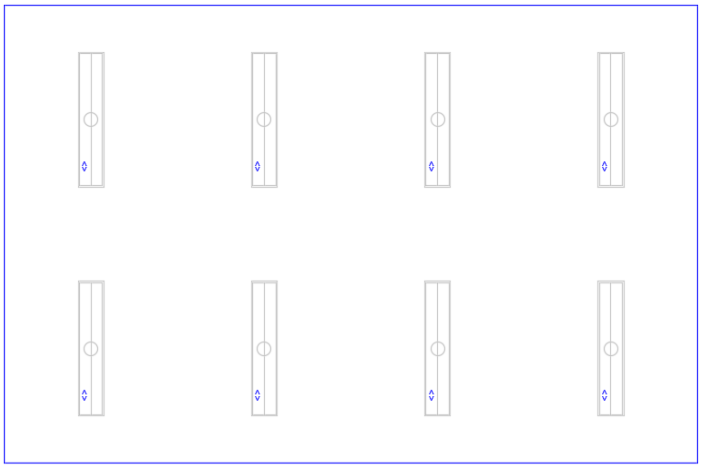
Análise

Embora as luminárias sejam fabricadas com materiais de cores claras que possuem boa reflexão, não são embutidas, o que pode dificultar o deslocamento do foco cirúrgico. Suas lâmpadas não têm nenhum tipo de proteção de acrílico, para torná-las fáceis de limpar, devido à necessidade do ambiente da sala cirúrgica ser extremamente asséptico. Além disso, em um ambiente cirúrgico as luminárias devem ter proteção para que, caso ocorra algum problema, não caiam cacos no paciente e corpo clínico.

As medições realizadas para avaliar o nível de iluminamento fornecido pelo foco cirúrgico demonstraram que está de acordo com a norma, pois o foco de um braço apresentou 5.440 lux e o outro 9.800 lux. No entanto, para efeitos de iluminação geral foi observado que a sala não possui o valor mínimo de 1000 lux de iluminamento. Para aumentar o nível de

iluminamento da sala cirúrgica a fim de deixá-la em conformidade com a norma, deveriam ser instaladas oito (Figura 36) luminárias de LED de 2x37W, conforme cálculo luminotécnico realizado.

Figura 36 – Esquema para luminárias de Led.



Fonte: Autor (2017)

5.2.2 QUALIDADE DE ENERGIA

Para obtenção dos dados para análise da qualidade de energia, foi usado um analisador trifásico da marca Fluke, modelo 434-II (Figura 37) de aplicação móvel, e compatível com o *software* para computador Fluke Connect. Ele é capaz de analisar os parâmetros de energia elétrica, de monitorar demanda máxima de energia durante períodos de integração definidos pelo usuário, de registrar as distorções harmônicas produzidas por cargas eletrônicas, de verificar a qualidade do fornecimento, e também eventuais falhas que possam colocar em risco o fornecimento de energia no local. O aparelho também permite captar os eventos de tensão, assim como registrar e armazenar dados por longos períodos.

Figura 37 - Analisador de Energia. Modelo 434-II.

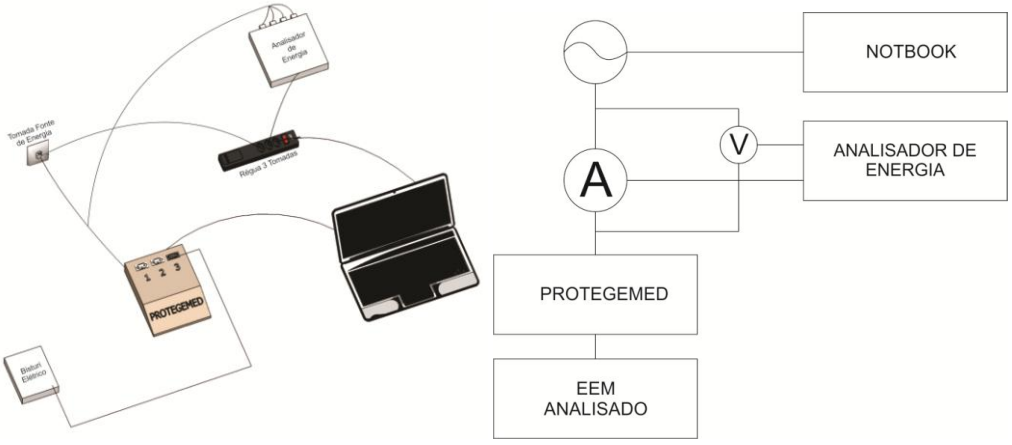
Fonte: Fluke (2016)

5.2.2.1 Descrição do circuito

Após inspeção na sala cirúrgica definiu-se que o equipamento eletromédico que poderia ser usado para avaliação de corrente de fuga seria o bisturi elétrico. Esse equipamento foi escolhido porque era único aparelho ligado na tomada que ficava na parede próximo ao local onde os equipamentos de medição poderiam ser alocados, sem atrapalhar a rotina do CC. Além disso, é um equipamento utilizado em praticamente todas as cirurgias.

O analisador de energia foi utilizado para avaliar a energia que alimentava o Protegemed e, consequentemente, a energia que alimenta o bisturi elétrico, conforme representado na Figura 38.

Figura 38 - Esquema de ligação dos equipamentos de medição.



Fonte: Autor (2017)

A medição é monofásica (fase e neutro), com tensão RMS de 127 V. Salienta-se que a tensão monofásica de alimentação fornecida pela rede local em Campo Grande é de 127 V. O primeiro registro foi no dia 24 de Julho de 2017 às 19h 43min até o dia 29 de Julho de 2017 às 23h 59min. O intervalo de registro foi de 10 segundos. Como a proposta era deixar o analisador registrando os dados por vários dias, e para não exceder a capacidade da memória, foi definido esse intervalo. Os parâmetros analisados foram:

- Tensão RMS;
- Corrente RMS;
- Freqüência;
- TDH (*Total Harmonic Distortion*) de Tensão (V) e TDH de Corrente(A);
- Harmônicas de terceira quinta e sétima ordem.

5.2.2.2 Resultados

Para obtenção dos dados registrados no analisador de energia foi utilizado o *software Power Log* para o Fluke 434. O *software* aceita dados transferidos do instrumento através do cabo USB ou do cartão de memória e foi projetado para *Microsoft Windows*® XP e verificado para execução no Vista, no *Windows* 7 e no *Windows* 8 (são necessários *drivers* compatíveis

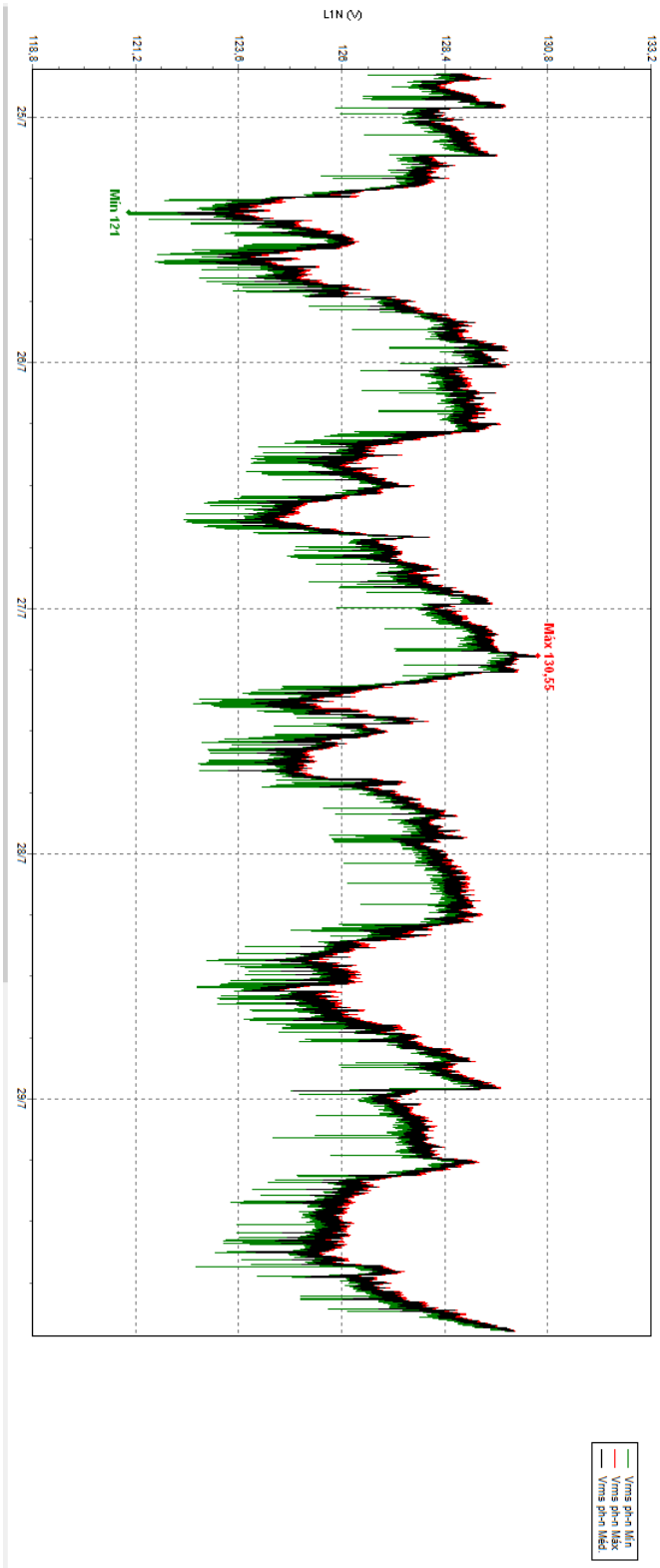
com *Windows* 8 para o instrumento).

Após transferir dados registrados para o computador para avaliação quantitativa, obtiveram-se os resultados que serão descritos.

- Tensão RMS

Na Figura 39 está representada graficamente o comportamento da tensão RMS de fase no período de 5 dias, 19 horas e 43 minutos. O eixo vertical representa o valor da tensão e o horizontal o tempo, indicando o dia e mês da medição. No gráfico é marcado o valor máximo e mínimo de tensão no momento que ocorreram, que são respectivamente 130,55 V e 121 V conforme apresentado na figura.

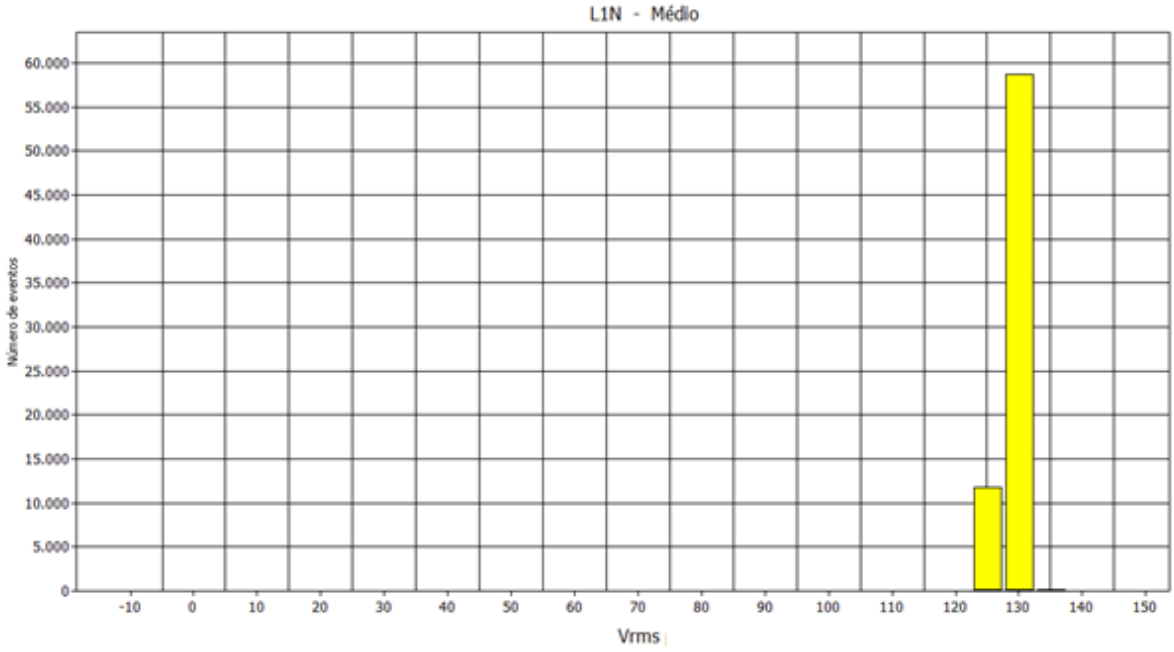
Figura 39 - Representação gráfica da tensão (valor mínimo e máximo RMS).



Fonte: Autor (2017)

Na Figura 40 estão apresentados os valores médios de tensão e o número de eventos medidos. Pode ser observado que não ocorreu nenhum evento fora dos limites precorizados por norma de 4% de variação.

Figura 40 - Valores médios de tensão e número de eventos.

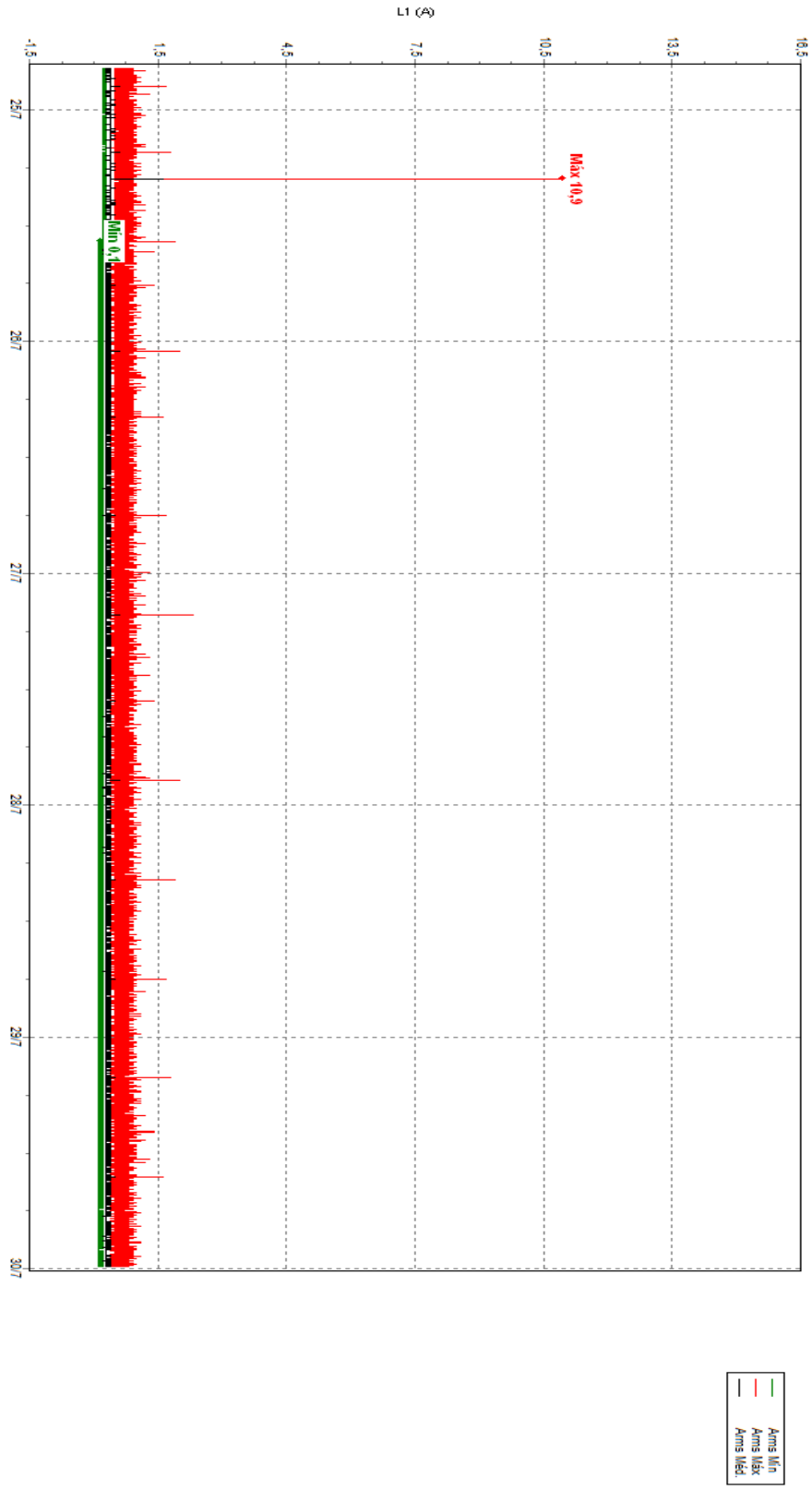


Fonte: Autor (2017)

- Corrente RMS;

Na Figura 41 está representado graficamente o comportamento da corrente RMS entre fase no período de 5 dias, 19 horas e 43 minutos. O eixo vertical representa o valor da corrente e no horizontal o tempo indicando o dia e mês da medição.

Figura 41 - Representação gráfica da corrente (valor mínimo e máximo RMS)

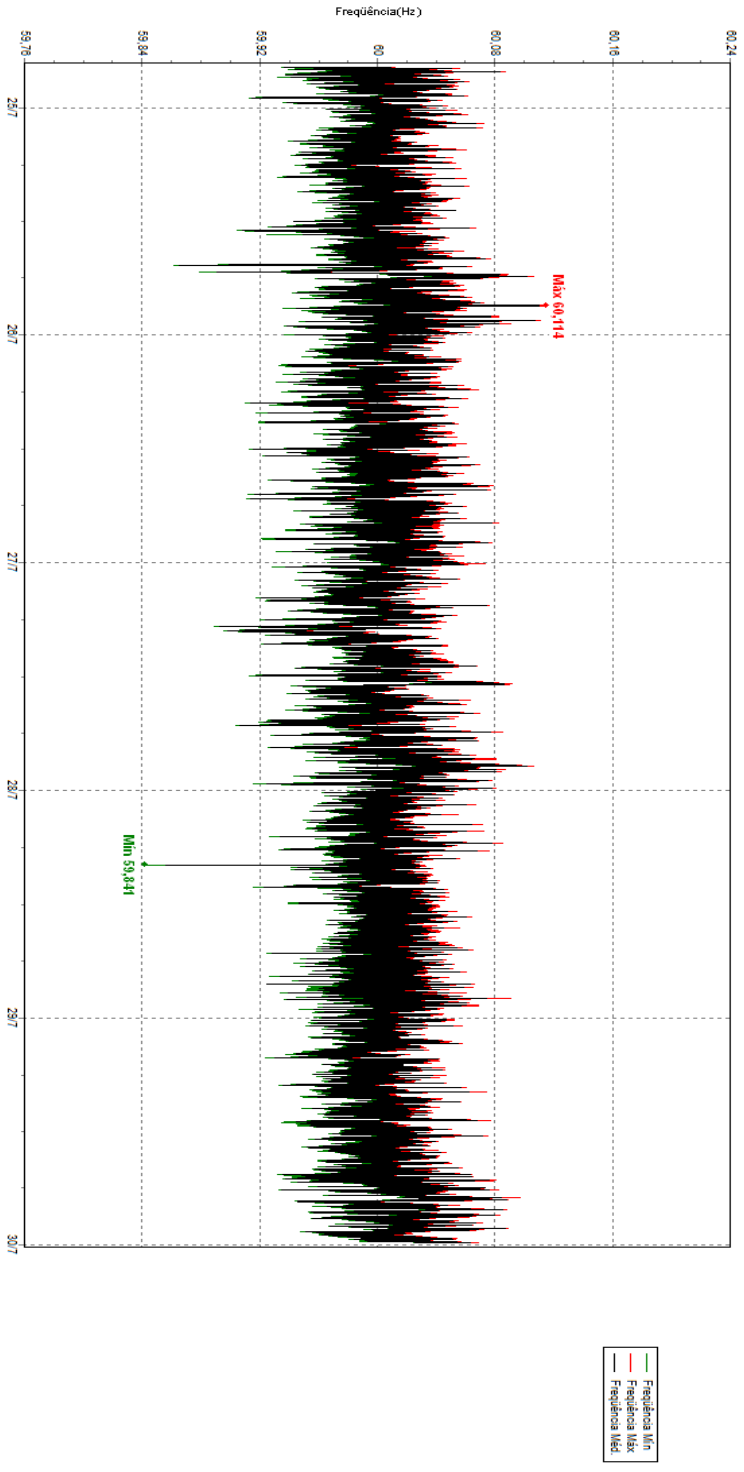


Fonte: Autor (2017)

- Freqüência

  Na figura 42 a freqüência esta apresentada graficamente com seus valores máximos e mínimos.

Figura 42 - Frequência Assimétrica.

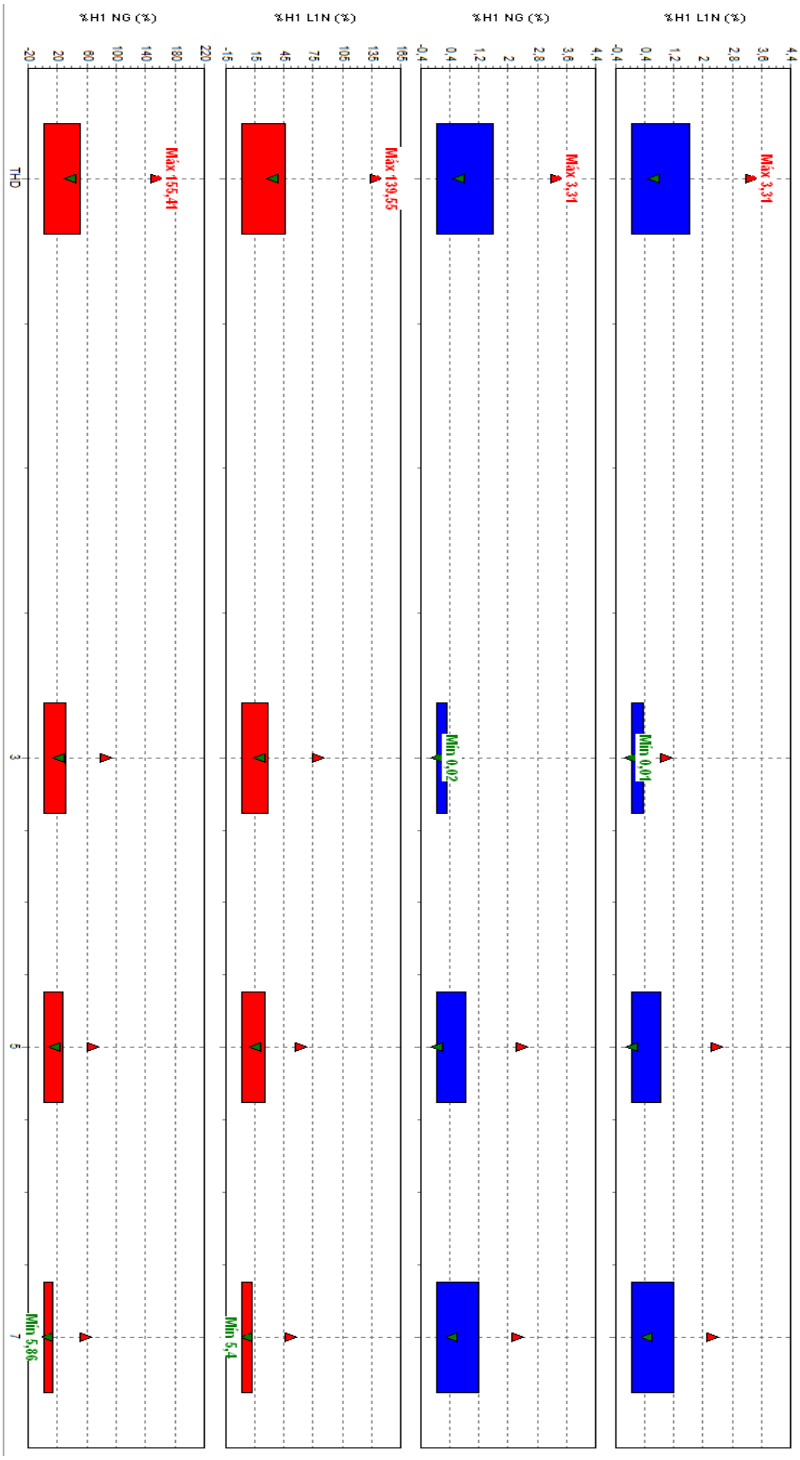


Fonte: Autor (2017).

- TDH V, TDH A e Harmônicas de Terceira, Quinta e Sétima ordem

A Figura 43 apresenta o histograma dos valores percentuais das harmônicas com as medições dos valores máximo, médio e mínimo. Estão representados também os valores de Taxa de Distorção Harmônica (THD), harmônicas de terceira, quinta e sétima ordem. A TDH é uma notação utilizada para definir a importância do conteúdo harmônico de um sinal alternado.

Figura 43 - Histograma dos valores percentuais das harmônicas de tensão e corrente.



Fonte: Autor (2017).

Análise

Com os dados dos limites estabelecidos dos valores de tensão pode ser observado que não houve variações fora do aceitável pela NBR 5410, nem interrupções, nesse período de coleta de dados. No entanto, segundo relato da equipe de engenharia e corpo clínico, as interrupções de energia acontecem esporadicamente.

O comportamento da corrente se deve ao bisturi elétrico, que é a carga conectada ao circuito. Os bisturis são basicamente geradores de energia de alta freqüência, ou rádio freqüência, como alguns autores preferem chamar. Recebem essa denominação por operarem à freqüências dentro da faixa utilizada por radio-difusão AM. Sua freqüência pode variar de 300 kHz a 3 MHz,dependendo do fabricante. O uso de bisturis nas cirurgias é justificado, pois minimiza o sangramento decorrente do corte, como o que ocorre com os bisturis comuns (Castro, 1997).

Como demonstrado na Figura 42, o valor máximo da freqüência é de 60,12 Hz e mínimo de 59,9 Hz. O art. 1º da Lei nº 4.454, de 06 de novembro de 1964, estabelece que seja adotada a frequência de 60 Hertz para distribuição de energia elétrica no território nacional. No entanto, a Agência Nacional de Energia Elétrica (ANEEL) determina que sistemas de distribuição e as instalações de geração conectadas ao mesmo devem, em condições normais de operação e em regime permanente, operar dentro dos limites de freqüência situados entre 59,9 Hz e 60,1 Hz. Dessa forma, a freqüência mensurada está dentro dos limites aceitáveis por norma.

Muitas cargas não lineares podem ser consideradas como fontes de harmônicas em instalações médicas. Focos cirúrgicos, equipamentos de monitoramento de pacientes, equipamentos de Raios-X portáteis e Unidades Eletrocirúrgicas (bisturis elétricos) são encontradas nas salas de cirurgia de um CC; além das cargas dos setores administrativos, como luminárias fluorescentes, microcomputadores e impressoras (Okumoto, 2006).

Cada carga não linear tem suas próprias correntes harmônicas, com amplitudes e defasagens diferentes. Estes valores, sobretudo a amplitude de cada ordem harmônica, são essenciais para a análise da distorção harmônica. A distorção harmônica define-se como o nível de distorção, em porcentagem, de ordem h, com relação à fundamental.

No contexto internacional existem normas relativas ao monitoramento da QEE (IEEE-1159, 1995) e outras normas que estabelecem limites harmônicos para sistemas elétricos de energia em altas tensões (IEEE-519,1992), e em sistemas com níveis de tensões de

distribuição (IEC – 1000, 1990), (Santos, 2006).

O aspecto fundamental da norma IEEE-519, é a divisão da responsabilidade do problema de harmônicos entre os consumidores e a concessionária. Neste caso, os limites de distorção de tensão no ponto de ligação são de responsabilidade da concessionária, e os limites de distorção de corrente, nesse mesmo ponto, são de responsabilidade dos consumidores, conforme Tabela 3.

Tabela 3- Limites de distorção de tensão – IEEE 519

Tensão no [2]PAC	Distorção de tensão	
	Por consumidor (%)	Total (%)
Abaixo de 69 kV	3,0	5,0
69 a 138 kV	1,5	2,5
138 kV e acima	1,0	1,5

Fonte: Santos, 2006.

A Norma Européia IEC1000, referência mundial para as medições dos níveis harmônicas em sistemas de distribuição, fornece as principais características da tensão, no ponto de entrega ao consumidor, em baixa tensão e média tensão, sob condições normais de operação (Santos, 2006). Na Tabela 4 estão discriminados os níveis máximo de distorções aceitáveis de tensão harmônica individual em redes de baixa tensão.

Tabela 4 - Níveis de tensão harmônica individual em redes de baixa tensão. IEC1000-2-2.

Harmônicos ímpares não múltiplos de 3		Harmônicos ímpares múltiplos de 3		Harmônicos pares	
Ordem do Harmônico h	Harmônico de tensão %	Ordem do Harmônico H	Harmônico de tensão %	Ordem do Harmônico H	Harmônico de tensão %
5	6	3	5	2	2
7	5	9	1,5	4	1
11	3,5	15	0,3	6	0,5
13	3	21	0,2	8	0,5

17	2	>21	0,2	10	0,5
19	1,5			12	0,2
23	1,5			>12	0,2
25	1,5				
>25	0,2+0,5*25/h				

Fonte: Santos (2006).

A recomendação da norma IEEE 519 limita a disposição dos harmônicos no PAC, sem levar em consideração cada consumidor individualmente.

De uma forma geral, as normas atualmente existentes não abordam um número suficiente de distúrbios relacionados com a QEE. Torna-se extremamente importante que as empresas de energia, o governo, os consumidores e os fabricantes, juntamente com os órgãos de pesquisa, tomem iniciativa de se determinar, regulamentar e normalizar os níveis adequados das distorções voltados à QEE (Santos, 2006).

O THD em tensão caracteriza a deformação da onda da tensão, sendo que para valores inferior à 5% é considerado como normal e não há possibilidade de disfuncionamentos. Valor compreendido entre 5 e 8% revela uma poluição harmônica significativa, quaisquer disfuncionamentos são possíveis. E valores superiores a 8% revelam uma poluição harmônica considerável, sendo provável que ocorra disfuncionamentos.

Um valor de THD de corrente inferior a 10% é considerado como normal, logo alguns disfuncionamentos não são temidos. Para valores de THD compreendido entre 10 e 50% revela uma poluição harmônica significativa e existe risco de aquecimento, este que implica o sobredimensionamento dos cabos e das fontes. Valores de THD superior a 50% revelam uma poluição harmônica considerável e disfuncionamentos são prováveis.

Uma vez que a sensibilidade varia de um tipo de equipamento para outro, o que pode ser considerado qualidade de energia baixa para um equipamento pode ser aceitável para outro equipamento. Ainda assim, a confiabilidade do sistema de produção é afetada se os desvios em relação aos indicadores das regulamentações não são seguidos.

Quando se afirma que uma instalação elétrica tem qualidade de energia pobre, significa que a onda da tensão e/ou a onda da corrente elétrica têm suficientes desvios das normas a ponto de prejudicar o funcionamento ou levar à falha de equipamentos. Quando uma instalação elétrica tem boa qualidade de energia, significa que o nível dos desvios das normas

é baixo e, portanto, os equipamentos funcionam sem problemas.

Analisando os dados coletados e comparando-os com as normas mencionadas, é possível afirmar que o THD de tensão bem como as harmônicas de terceira, quinta e sétima ordem encontram-se dentro dos limites aceitáveis. No entanto o THD de corrente revela poluição harmônica maiores que 100% e as harmônicas de terceira, quinta e sétima ordem a cima de 60%, causando riscos de aquecimento no circuito, e implicando na necessidade do sobredimensionamento dos cabos e das fontes.

Ressalta-se que todas as medições de harmônicas foram realizadas de forma instantânea, somente para fins de amostragem e visualização, não seguindo qualquer protocolo de medições.

5.2.3 ANÁLISE DE CORRENTES DE FUGA (PROTEGEMED)

Foi utilizado o equipamento Protegemed para monitorar possíveis riscos de microchoques em um EEM. Esse sistema permite o armazenamento, em um banco de dados, de informações das formas de onda das correntes de fase e diferencial de cada equipamento ligado a ele.

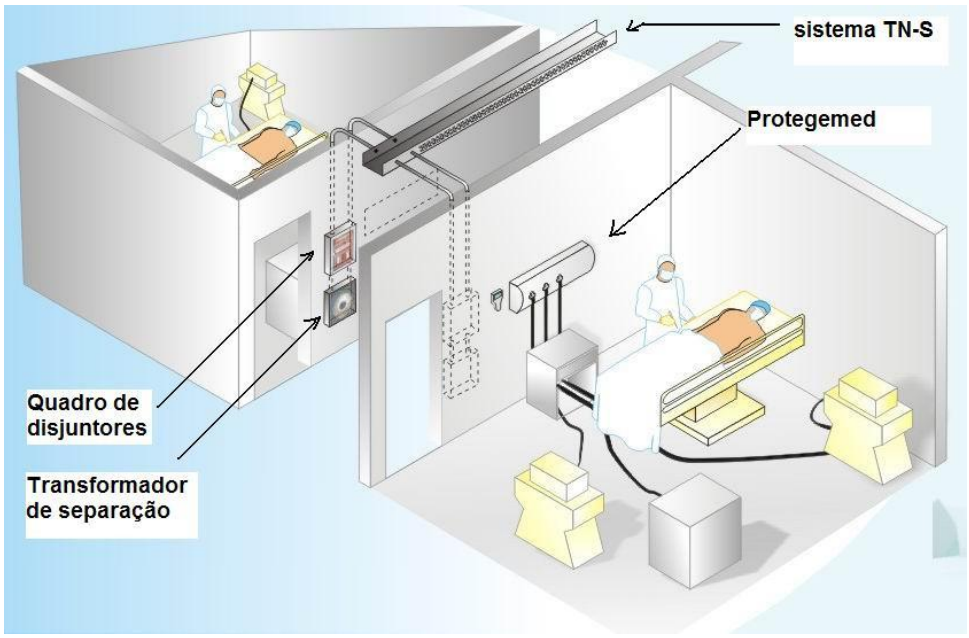
5.2.3.1 Circuito Protemed alimentado com sistema IT-Médico

O Protegemed é baseado em uma placa eletrônica, conforme Figura 45, capaz de medir correntes de fase e diferenciais de cada EEM utilizado em cirurgia. Essa placa captura as formas de onda dessas correntes e mede o valor eficaz (RMS) de cada corrente elétrica. Se esse valor exceder um determinado limite, um alerta é enviado através da rede *Ethernet* do hospital para um computador, que registra as formas de onda e as informações necessárias para a gestão desse evento. O computador registra, entre outros, os seguintes dados (Spalding, 2014):

- Número de identificação do EEM;
- Identificação da tomada elétrica;
- Horário (dia) em que o equipamento foi ligado e desligado;
- Horário (dia) que as correntes de fuga ocorreram;
- A forma de onde de funcionamento normal ou defeituoso do EEM.

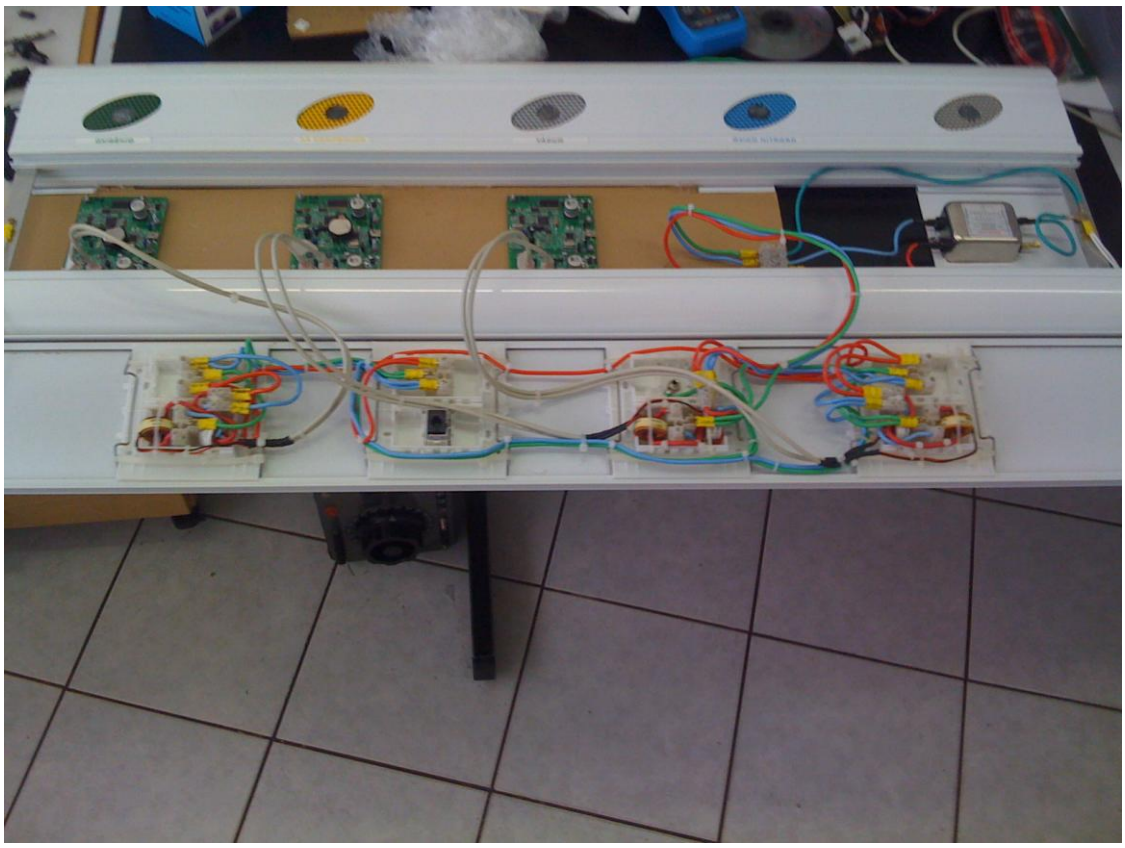
A instalação do sistema pode ser observada na Figura 44 onde são mostradas as duas salas de um centro cirúrgico. As instalações elétricas de entrada, passando pelas eletrocalhas, correspondem ao sistema TN-S. Após a passagem pelo transformador de separação e pelo quadro de disjuntores com DSI, a instalação entra na sala como Sistema IT. Cada sala possui seu próprio Sistema IT. Na parede interna da sala, preso à parede, está um painel que contém três tomadas elétricas (Figura 45). Neste caso, o *hardware* do protótipo do Protegemed foi adaptado para ser inserido nesse painel, sendo composto por três placas eletrônicas colocadas em cada uma das três tomadas de energia (220 V, 60 Hz) (Spalding, 2014).

Figura 44 - Esquema de utilização do Protegemed em salas cirúrgicas.



Fonte: Spalding (2009).

Figura 45 - Imagem da estrutura interna de um painel com três circuitos do Protegemed, um para cada ponto de tomada.



Fonte: Spalding (2009).

A atuação do Protegemed é sobre cada EEM que será ligado ao painel e que será utilizado no paciente, durante a cirurgia. A técnica utilizada para a supervisão é basicamente o valor da corrente diferencial, ou seja, a diferença entre a corrente que circula por F1 e a que circula por F2, no sistema IT médico. Em uma situação normal de funcionamento do EEM, as duas correntes são iguais. Porém, quando há um problema de fuga de corrente, esses valores divergem, fazendo com que o Protegemed perceba essa diferença. A faixa de medição dessa corrente diferencial é de 50 μA a 2,0 mA eficazes. A partir do limite selecionado no *Software*, o sistema acusa "acima do máximo" (*overflow*) (Spalding, 2009).

O *firmware* do Protegemed e o *software* desenvolvido para gerenciar o Protegemed (SISELET) devem executar uma sequência de operações mínimas descritas, que podem ser

acompanhadas com a Figura 46.

1. O Protegemed é conectado ao painel, e deve-se aguardar o início de funcionamento do *software*. Logo se inicia a comunicação pela porta serial ou USB. Cada placa eletrônica necessita de um SISELET;

2- Se a comunicação é aceita, o Protegemed envia ao computador (PC) as informações contidas em sua memória. Caso não seja aceita, a operação será iniciada sem o apoio do PC;

3- Em ambos os casos, o Protegemed inicia a leitura dos valores RMS das correntes de fase e diferencial do EEM ligado à tomada T1. Sua memória sempre guarda os últimos 256 bytes de cada forma de onda de corrente, que correspondem a um ciclo de 60 Hz (16,6 ms), produzindo uma taxa de amostragem de 15.360 Amos/s;

4- Com esses valores, são formadas duas tabelas que serão repassadas ao PC em duas situações:

a) por solicitação do usuário e;

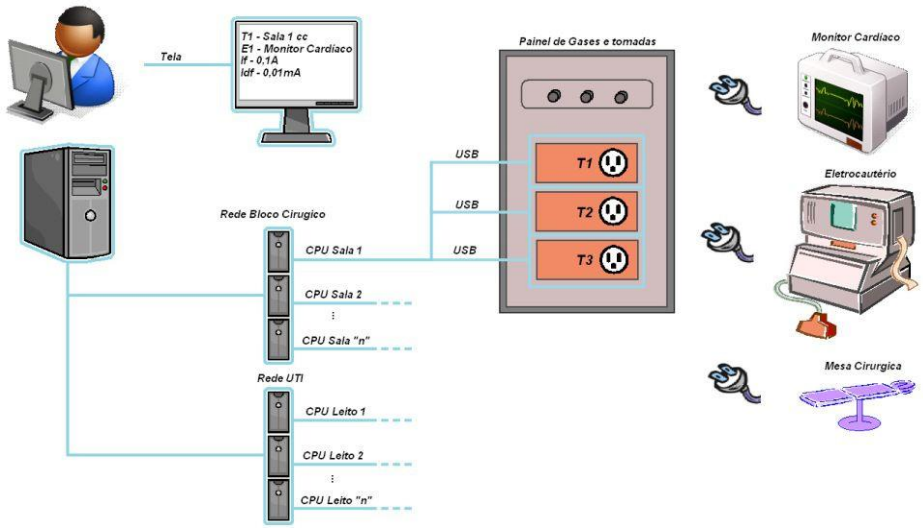
b) quando o valor eficaz da corrente diferencial ultrapassar um valor determinado, que está guardado na memória do Protegemed. O valor eficaz é calculado por integração digital. Esse valor pode ser alterado no *software*, quando o usuário desejar;

5- Quando o valor eficaz da corrente diferencial é superior ao valor escolhido, um alerta aciona dois mecanismos: a) um LED vermelho é aceso no painel e; b) abre-se uma comunicação com o PC e os 256 pontos obtidos na leitura da forma de onda das correntes de fase e diferencial são transmitidos;

6- A CPU possui ligação com a intranet e os dados chegam ao operador;

7- O operador toma conhecimento do evento no setor de supervisão do hospital.

Figura 46 - Esquema previsto para funcionamento do sistema completo do Protegemed em um hospital.



Fonte: (Spalding, 2009).

5.2.3.2 Teste do Protegemed

O Protegemed utilizado nesse trabalho é um equipamento portátil para teste. Dessa forma, ele é composto por uma caixa metálica, contendo externamente três tomadas, um saída com cabo de rede, uma saída com cabo USB, cabo de alimentação e disjuntor de 16 A, como observado na Figura 47. Internamente, possui sistema embarcado baseado na plataforma MBED da NXP, além de circuitos analógicos e o elemento sensor composto de toróide.

Para que pudesse ser utilizado no HUMAP, na obtenção dos dados do EEM, foi necessário que o cabo de rede fosse conectado a um computador que armazenasse os dados coletados. Nesse computador foi instalado o *software* SISELET, que gerencia o Protegemed. O analisador de energia elétrico e o computador foram colocados em uma caixa de madeira, confeccionada no próprio hospital, para que não houvesse risco de manuseio inadequado.

Salienta-se que o aterramento da sala cirúrgica é do tipo TN-S e o sistema implementado fica monitorando as correntes de fugas que ocorrem no EEM, com faixa de medição da corrente diferencial de 50 μA a 2,0 mA eficazes. A partir do limite selecionado no *Software*, o sistema acusa “acima do máximo” (*overflow*).

Figura 47. Protegemed utilizado.

Fonte: Autor (2017).

Para o funcionamento do Protegemed foi executada a seguinte sequência de operações:

1. O Protegemed foi conectado a um *notebook*, e aguardou-se o início do funcionamento do *software*. Logo se iniciou a comunicação pela porta serial;

2. Quando a comunicação foi aceita, executou-se os arquivos XampControl, ServidorWeb e ProtegemedWeb;

3. Abriu-se uma interface de usuário, onde foi inserida a senha do administrador e iniciou-se a interface de controle, onde registrou a leitura dos valores RMS das correntes de fase e diferencial do bisturi elétrico ligado à tomada 3;

4. Quando o valor eficaz da corrente diferencial ultrapassa o valor determinado de 150μA, ocorre o registro de corrente de fuga. Nota-se que o valor eficaz é calculado por integração digital e que o valor de ultrapassagem pode ser alterado pelo usuário.

Antes do realizar a medição na HUMAP, o equipamento Protegemed foi testado no laboratório de eletrônica e circuitos elétricos, localizado no Departamento de Engenharia

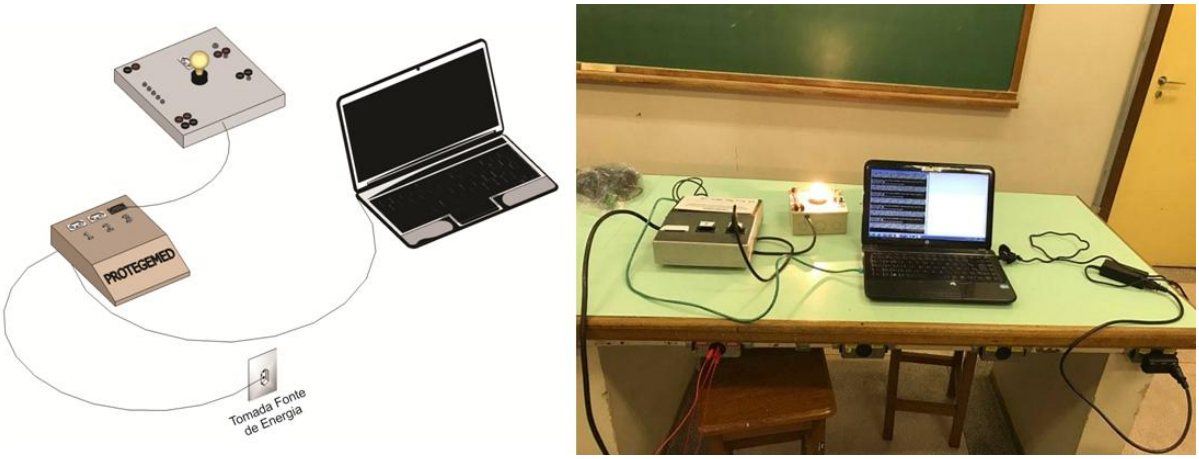
Elétrica na UFMS, que possui o sistema de aterramento TN-S (mesmo aterramento do CC). Os testes foram feitos na bancada utilizando um equipamento que simula correntes de fuga. Esse equipamento, Figura 48, simula correntes de fugas de 32µA, 288µA, 577µA, e 1,15mA.

Figura 48 - Equipamento de testes.

Fonte: Autor (2017).

O esquema de ligação está representado na Figura 49. Onde o Protegemed é conectado na fonte de energia, e o equipamento de teste é conectado a uma das tomadas do Protegemed. A comunicação com o computador é feita via cabo de rede.

Figura 49 - Esquema de ligação utilizado no teste.

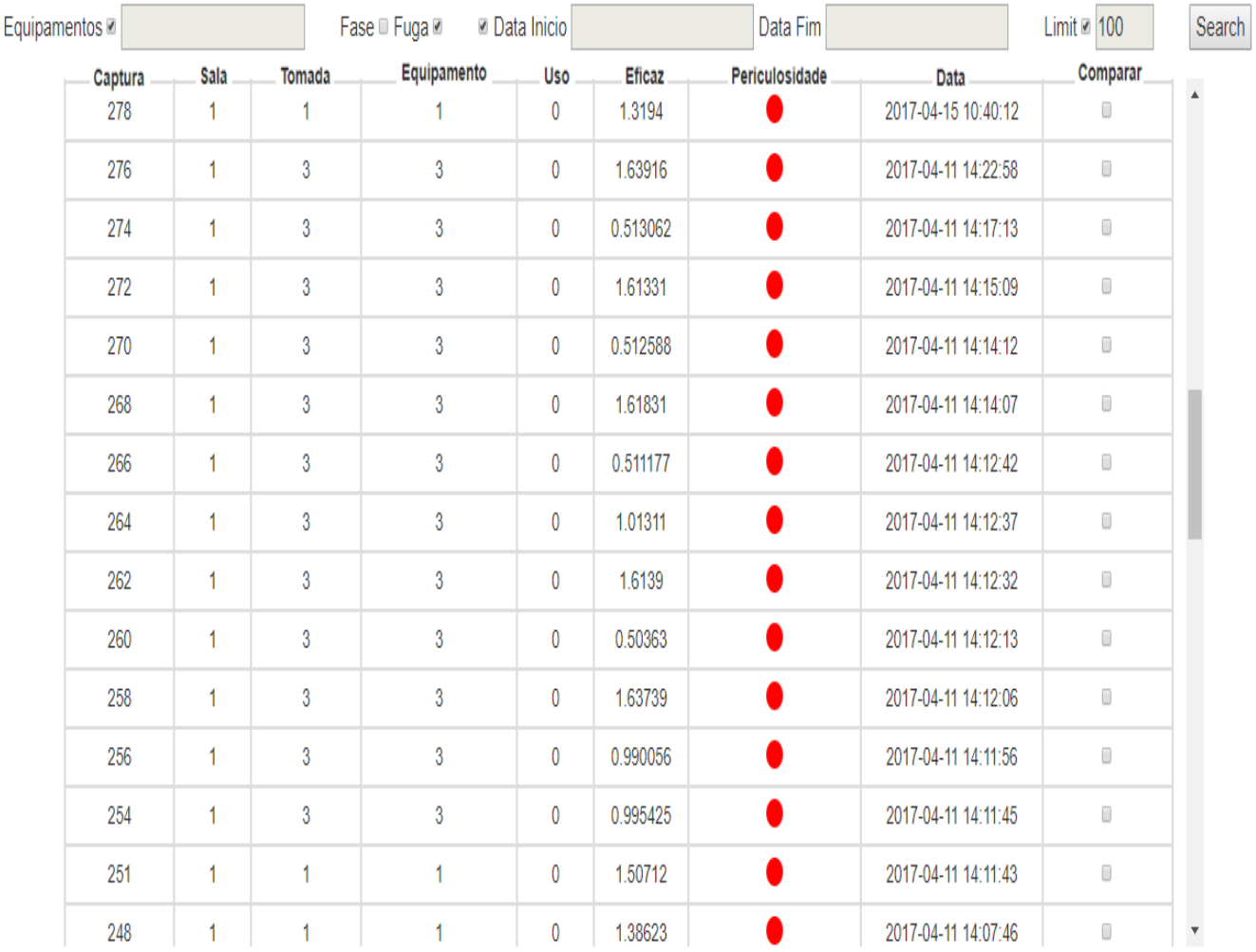


Fonte: Autor (2017).

Nesse teste de laboratório o Protegemed registrou os eventos de fuga. O valor configurado para percepção de correntes de fuga foi igual ou superior a 150µA. O *software* do Protegemed apresentou a interface ilustrada na Figura 50, onde é apresentado em colunas o número de captura, a sala em que os testes foram efetuados (se cadastrada), o número da tomada, o número do equipamento utilizado, a corrente eficaz capturada, o nível de periculosidade que essa corrente apresenta para o paciente (determinado por cores), a data e a hora, em que os eventos ocorreram.

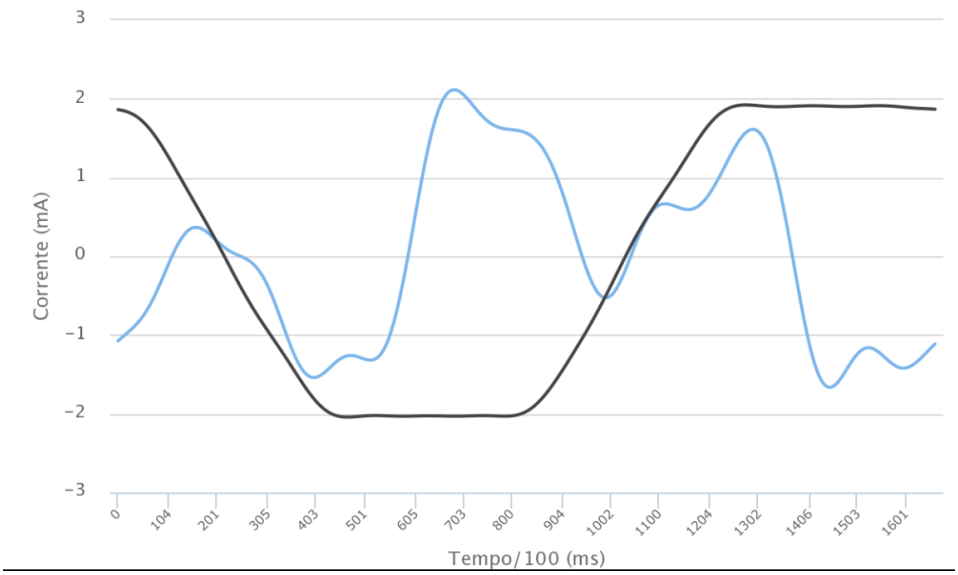
Também há a possibilidade de se comparar dois eventos ou mais, como pode ser observado na Figura 50, que apresenta a forma de onda da corrente pelo tempo e o gráfico das harmônicas.

Figura 50 - Interface apresentada pelo Protegemed com os resultados dos testes de laboratório.

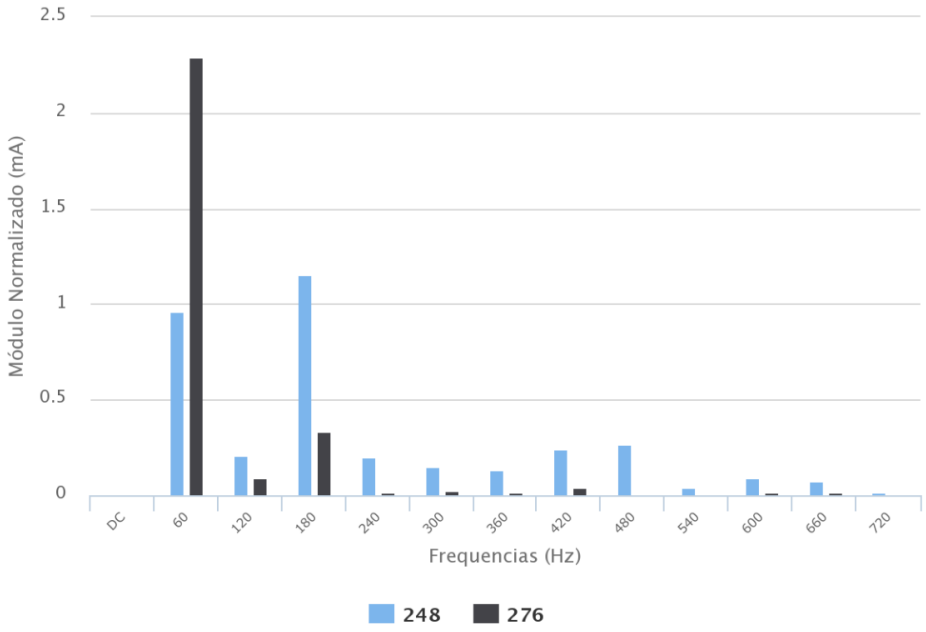


Captura	Sala	Tomada	Equipamento	Uso	Eficaz	Periculosidade	Data	Comparar
278	1	1	1	0	1.3194		2017-04-15 10:40:12	
276	1	3	3	0	1.63916		2017-04-11 14:22:58	
274	1	3	3	0	0.513062		2017-04-11 14:17:13	
272	1	3	3	0	1.61331		2017-04-11 14:15:09	
270	1	3	3	0	0.512588		2017-04-11 14:14:12	
268	1	3	3	0	1.61831		2017-04-11 14:14:07	
266	1	3	3	0	0.511177		2017-04-11 14:12:42	
264	1	3	3	0	1.01311		2017-04-11 14:12:37	
262	1	3	3	0	1.6139		2017-04-11 14:12:32	
260	1	3	3	0	0.50363		2017-04-11 14:12:13	
258	1	3	3	0	1.63739		2017-04-11 14:12:06	
256	1	3	3	0	0.990056		2017-04-11 14:11:56	
254	1	3	3	0	0.995425		2017-04-11 14:11:45	
251	1	1	1	0	1.50712		2017-04-11 14:11:43	
248	1	1	1	0	1.38623		2017-04-11 14:07:46	

a) Forma de onda das correntes de fuga (RMS).



a) Comportamento da corrente e níveis de harmônicas de dois eventos de captura.



Fonte: Autor (2017).

Na Tabela 5 estão apresentados os resultados dos testes de laboratório com a data em que ocorreram os eventos, o número de captura, o valor de corrente selecionado no equipamento de teste e o valor das correntes de fuga.

Também se pode observar o grau de periculosidade representada por cores, sendo a de cor vermelha a situação mais perigosa, com captura de corrente de fuga. Trata-se de escalas definidas em função dos efeitos fisiológicos que a corrente apresenta no corpo humano, conforme representado na Figura 51, dividido entre normal (verde), atenção (amarelo) e perigo (vermelho).

Figura 51 - Escala de periculosidade de macrochoque e microchoque em mA.

Macrochoque		Microchoque	
Limite H/M	**Efeito**	**Limite**	**Escala**
0,4/0,3	Sem sensação	*0,003*	*Normal*
1,1/0,7	Limite da percepção	*0,007*	
9/6	Choque sem perda do controle muscular*	*0,06*	
10	Limite da capacidade de soltar	*0,1*	*Atenção*
23/15	Início da dor, contração muscular, dificuldade de respirar	*0,15*	
50	Limite da fibrilação ventricular (duração de pelo menos 1s)	*0,5*	*Perigo*

Fonte: Rebonatto (2015).

Os valores que ficam abaixo do limite da capacidade de soltar (Figura 51) foram considerados na escala de risco como 'Normal', uma vez que não interfere no controle muscular. Os valores acima do limite para fibrilação ventricular são considerados na escala como 'Perigo', uma vez que podem iniciar efeitos que, freqüentemente, causam complicações sérias. Os valores abaixo do limite da fibrilação ventricular, mas que superam o limite da capacidade de soltar, são classificados como 'Atenção', uma vez que os danos diretos ou indiretos podem se tornar graves (Rebonatto, 2015).

Tabela 5 - Testes de laboratório.

N° de evento	**Corrente de fuga selecionada**	**Corrente de fuga medida**	**Evento capturado**
-	32μA	-	-
94949	288μA	0,2979 A	Início de *stand by* de fuga
94950		0,0645 A	Término de *stand by* de fuga
94951	577μA	0,5988 A	Evento de fuga
94952		0,0041 A	Término de fuga
94953	1,15mA	1,2053 A	Evento de fuga
94954		0,0041 A	Término de fuga

Fonte: Autor (2017).

Com os resultados acima pode ser comprovado o funcionamento do sistema. Com captura e registro da corrente de fuga.

5.2.3.3 Circuito Protemed com sistema TN-S existente no CC do HUMAP

O primeiro EEM a ser utilizado nos testes com o Protegemed foi o monitor multiparamétrico. Durante esse período foi possível capturar algumas correntes de fuga, que estão apresentadas na Tabela 6, em que podem ser observados, a data do evento capturado, o número da captura, o valor eficaz da corrente e o número de eventos diários. Observe-se que no período de quatro dias foram registrados 9 eventos de fuga.

Tabela 6 - Capturas de eventos de fuga a partir do Monitor Multiparamétrico.

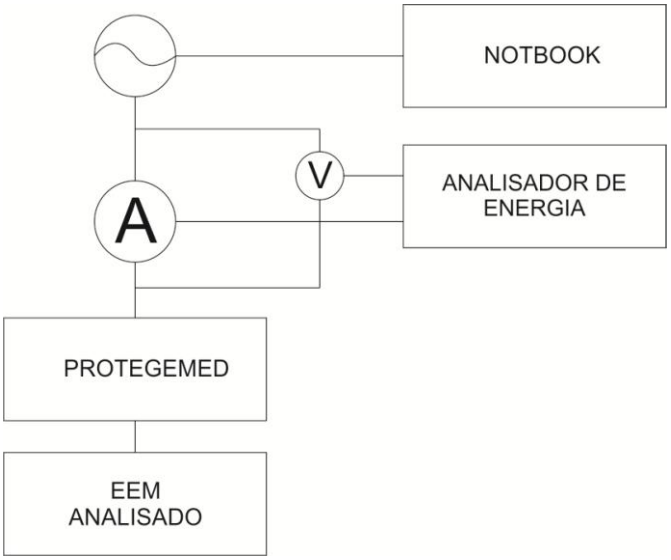
TESTES NO MONITOR MULTIPARAMÉTRICO			
Data do evento	**Número da captura**	**Valor eficaz da corrente de fuga [mA]**	**Número diários de eventos**
06/05/17	336	1.4842	3
	334	1.13407	
	331	0.923256	
05/05/17	330	1.47633	2
	328	1.27666	
16/04/17	288	1.43254	1
15/04/17	284	1.50681	3

Fonte: Autor (2017).

Nesse período de instalação do sistema Protegemed ao monitor multiparamétrico que estava acoplado ao carro de anestesia houve reclamações de mau funcionamento do monitor. Dessa forma, o corpo clínico entendeu que a instalação do Protegemed era a causa do problema. O Protegemed foi retirado de operação e o problema persistiu. A equipe de engenharia clinica constatou que o problema era com o EEM. Acredita-se que essa quantidade de corrente de fuga seja em decorrência do defeito do monitor multiparamétrico.

Após o monitor multiparamétrico apresentar defeito, foi utilizado para análise o bisturi elétrico. O bisturi foi conectado a tomada do Protegemed, sendo possível à medição das correntes de fase e diferenciais do bisturi elétrico durante a cirurgia. O Protegemed permaneceu ligado no circuito, conforme já mostrado na Figura 38 e na Figura 52.

Figura 52 - Esquema de ligação do Protegemed na sala G do HUMAP.



Fonte: Autor (2017).

Durante a análise do bisturi elétrico com o Protegemed foram registrados os eventos de fuga apresentados na Tabela 7, onde é apresentada a data do evento, o número da captura, o valor eficaz da corrente e o número de eventos diários. Observe-se que no período de seis dias foram registrados 18 eventos de fuga.

Tabela 7- Capturas de eventos de fuga a partir do Bisturi Elétrico.

TESTES NO BISTURI ELÉTRICO			
Data do evento	**Número da captura**	**Valor eficaz da corrente de fuga**	**Número diários de evento de fuga**
22/05/17	1430	1.38773	5
	1362	2.07895	
	1358	0.560949	
	1356	1.10555	
	1345	1.58174	
21/05/2017	1342	1.11916	5
	1340	1.11704	
	1338	1.1409	
	1336	1.11927	
	1331	1.15893	
20/05/17	1326	0.900814	2
	1322	1.37575	
17/05/17	1318	1.13929	3
	1316	1.12775	
	1310	1.32074	
13/05/17	1276	1.04909	2
	588	1.18032	
10/05/17	338	1.40833	1

Fonte: Autor (2017).

Mesmo que o Protegemed tenha permanecido no CC por poucos dias, período de 10 dias, foi capturado no total 27 eventos de fugas. No trabalho desenvolvido pelo Spalding (2009) é dito que o Protegemed acusou a primeira corrente de fugapoucas semanas depois de sua instalação, e ao final desse período somaram-se dois eventos de fuga. No trabalho do Rebonatto (2015) são apresentados dados de captura de corrente de fuga no período de

aproximadamente seis meses, somando um total de 49 eventos. Ou seja, não houve corrente de fuga todos os dias que o Protegemed permaneceu na instalação.

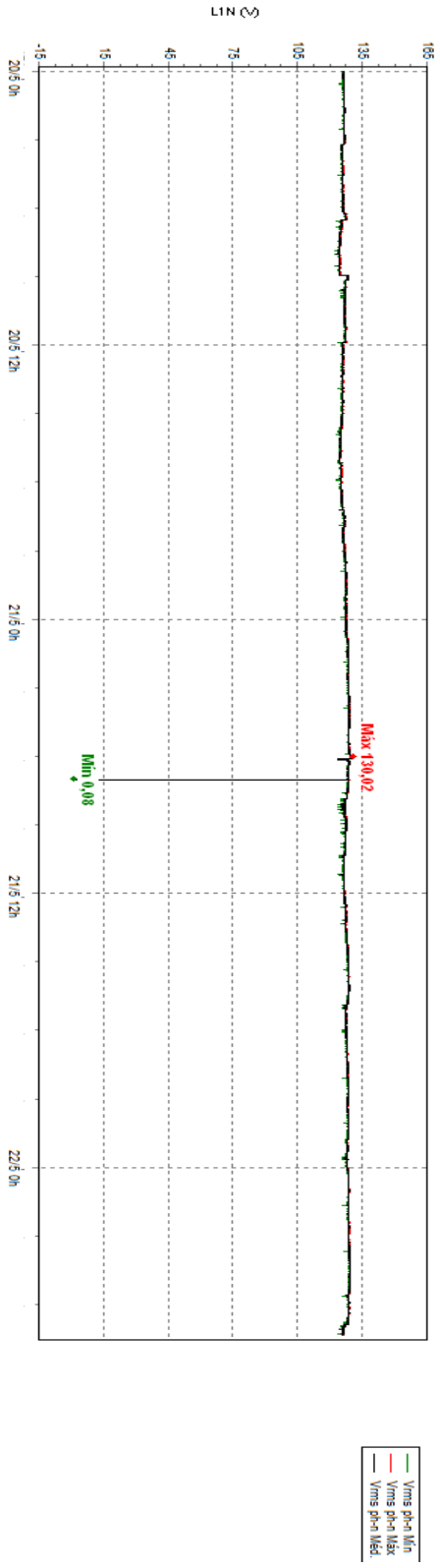
Dessa forma, é possível concluir que 27 capturas de corrente de fuga no período de 10 dias é um valor considerado alto, tendo em vista que houve registro todos os dias em que o equipamento permaneceu instalado.

5.2.3.4 Analise simultânea do Analisador de energia e o Protegemed

No período em que estavam sendo analisado, pelo Protegemed, possíveis correntes de fuga no Bisturi elétrico, foi possível coletar alguns dados sobre a qualidade de energia, a partir do analisador. O modo de ligação dos equipamentos é o mesmo demonstrado na Figura 52.

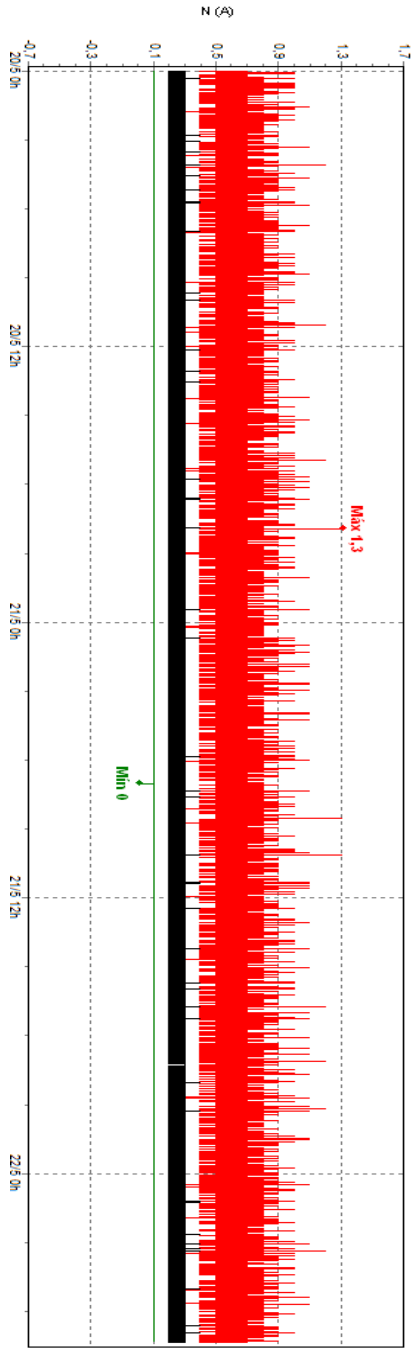
Embora o período de amostragem seja pequeno, de 4 dias, 8 horas e 37 minutos, foi possível obter os dados demonstrados a Figura 53 e Figura 54, que apresentamo comportamento da corrente e tensão.

Figura 53 - Formas de onda da tensão.



Fonte: Autor (2017).

Figura 54 - Formas de onda da corrente.



Fonte: Autor (2017).

Foram observados os eventos capturados pelo Protegemed e analisado os níveis de tensão e corrente medidos pelo analisador de energia na hora em que os eventos ocorreram. Os resultados estão apresentados na tabela 8.

Tabela 8 - Dados do Protegemed e do analisador de energia.

Data	**Hora**	**Protegemed**	**Analisador**	
		Evento Capturado	**Tensão (V)**	**Corrente (A)**
21/05/2017	17:40:48	Evento de fuga	1277,5	0,6
	17:40:08	Evento de fuga	1277,5	0,6
	17:36:22	Evento de fuga	127,48	0,5
	17:36:11	Evento de fuga	127,48	0,5
	17:33:02	Evento de fuga	127,48	0,6
20/05/17	08:31:51	Evento de fuga	124,66	0,7
	08:28:50	Evento de fuga	124,77	0,5

Fonte: Autor (2017).

Como pode ser observado, não houve sobretensão e sobrecorrente no momento de captura das correntes de fuga.

5.2.3.5 Teste de sobretensão no Protegemed

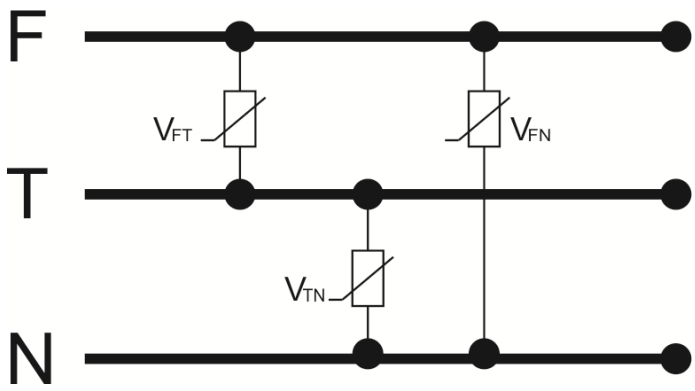
Devido a grande quantidade de eventos de fuga e *stand by* de fuga registrados em um curto período de tempo, quando acoplado ao EEM na HUMAP, pensou-se que nem todos os eventos registrados poderiam ser realmente correntes de fuga através do paciente. Dessa

forma, surgiu a hipótese de que essas correntes de fuga poderiam ser causadas pelo sistema de proteção contra sobretensão normalmente utilizado em EEM. As sobretensões podem ter diversas origens, sendo a principal a rede interna de energia ou mesmo a linha de transmissão. Quando um pulso de sobretensão atinge um circuito, seus componentes podem apresentar falhas ou serem danificados, por isso o sistema de proteção.

A proposta para averiguar se o problema seria causado pela atuação do sistema de proteção contra sobretensão foi realizar testes em laboratório, simulando a sobretensão e o sistema de proteção.

O sistema de proteção foi construído com varistores ligados entre fase e neutro, neutro e terra e fase e terra, conforme esquema da Figura 55.

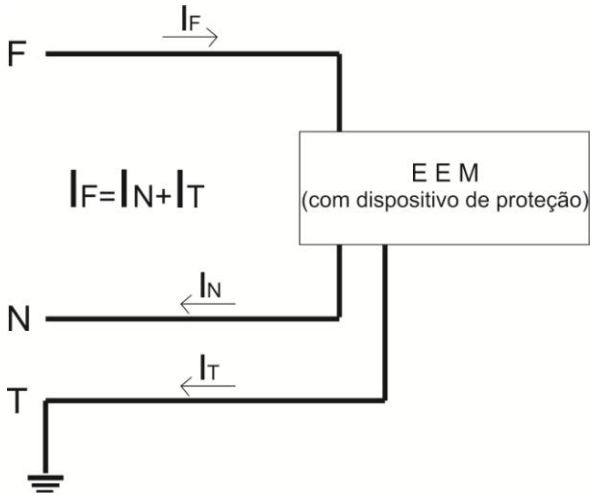
Figura 55 - Esquema de ligação dos varistores. No sistema TNS, uma sobretensão entre fase – neutro ocorre também entre fase – terra, fazendo circular corrente através do varistor V_{FT}. Essa corrente que passa por V_{FT} retorna pelo fio Terra e não pelo fio Neutro, parecendo uma corrente de fuga para o Protegemed.



Fonte: Autor (2017).

Quando um transitório de sobretensão ocorre, o valor nominal da resistência do varistor reduz-se drasticamente, aumentando a corrente momentaneamente e a queda de tensão na rede de alimentação que diminui o transiente de sobretensão.O varistor protege o equipamento a jusante “absorvendo” a sobretensão, pois comporta-se como um curto-circuito para a sobretensão.

Figura 56 – Ilustração do comportamento da corrente em um circuito com proteção contra sobretensão.



Fonte: Autor (2017).

Os varistores, portanto, têm como objetivo "ceifar" a sobretensão que chega pela rede. Esse "ceifamento" se deve a característica do varistor de diminuir a sua própria resistência interna, com o aumento da tensão aplicada aos seus terminais. A tensão excedente do "ceifamento" é convertida em energia térmica.

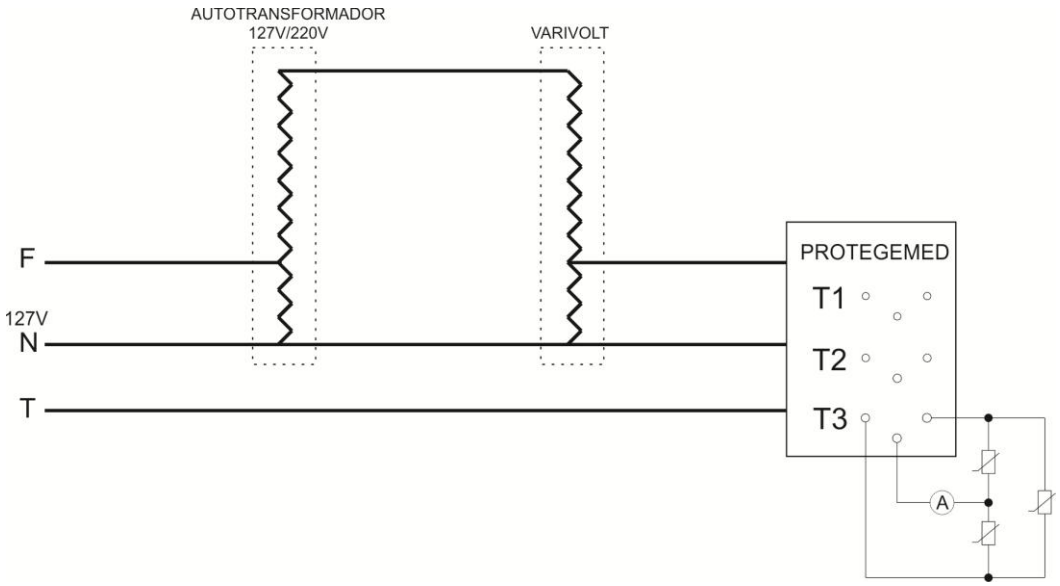
No teste de laboratório foi utilizado um varivolt; uma tomada com varistores soldados entre fase, neutro e terra, conforme Figura 57, com a intenção de simular a proteção interna dos EEM, além do Protegemed e um multímetro.

Figura 57 - Tomada utilizada para teste. Contendo os varistores soldados internamente. Foram utilizados 6 varistores (10D201K), 2 em paralelo entre cada condutor da rede.

Fonte: Autor (2017).

Na Figura 58é apresentado o esquema de ligação. Os testes tiveram que ser realizados fora da Universidade, pois o aterramento do laboratório não era adequado.

Figura 58 - Esquema de ligação do teste.



Fonte: Autor (2017).

No teste, foi aumentado gradativamente o valor da tensão através do varivolt e registrado o valor da corrente, no amperímetro. Os resultados do teste estão apresentados na Tabela 09, onde pode-se observar que o Protegemed passou a registrar evento de *stand by* de fugacom o valor de corrente acima de 140 µA, e o evento de fuga quando atingiu 300 µA. A tensão aplicada quando se registrou o evento de fuga foi de 150V.

Tabela 09 - Teste de sobretensão.

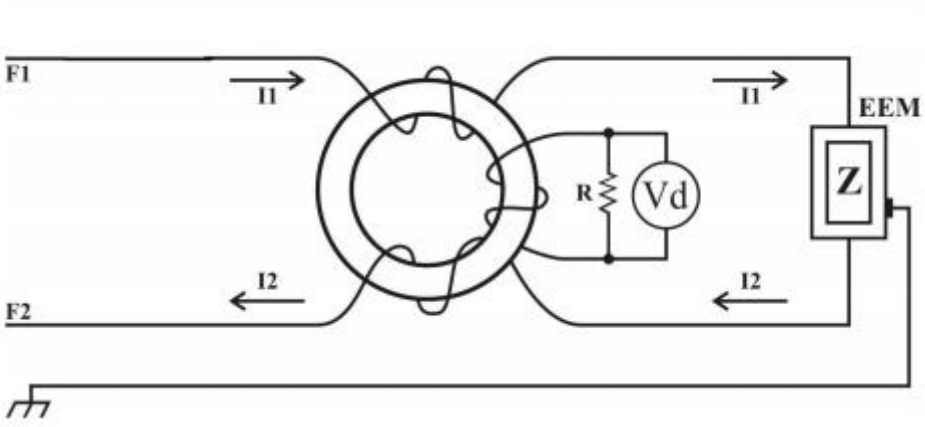
Valor da Corrente (A)	Registro
50 µ	Sem evento
80 µ	Sem evento
100 µ	Sem evento
120 µ	Sem evento
140 µ	Inicio de stand by de fuga
150 µ	Término de stand by de fuga
185 µ	Inicio de stand by de fuga
230 µ	Término de stand by de fuga
235 µ	Inicio de stand by de fuga
240 µ	Término de stand by de fuga
250 µ	Inicio de stand by de fuga
260 µ	Término de stand by de fuga
270 µ	Inicio de stand by de fuga
287 µ	Término de stand by de fuga
300 µ	Fuga

Fonte: Autor (2017).

Comprovou-se assim que em situação de sobretensão, para um sistema TNS, o Protegemed quando ligado a um EEM que possui dispositivos de proteção contra sobretensão, pode registrar o evento de corrente de fuga equivocadamente.

Atualmente no Protegemed, o monitoramento das correntes de F1 e F2 ou F1 e N é feito conforme demonstrado na Figura 59. As correntes I1 e I2 quando tem valores iguais, criam campos magnéticos iguais e opostos dentro do toróide, produzido tensão induzida igual a zero em “R”, medida por Vd. Quando ocorre uma fuga de corrente na carga “Z”, essas correntes tornam-se diferentes e a tensão em Vd é diferente de zero.

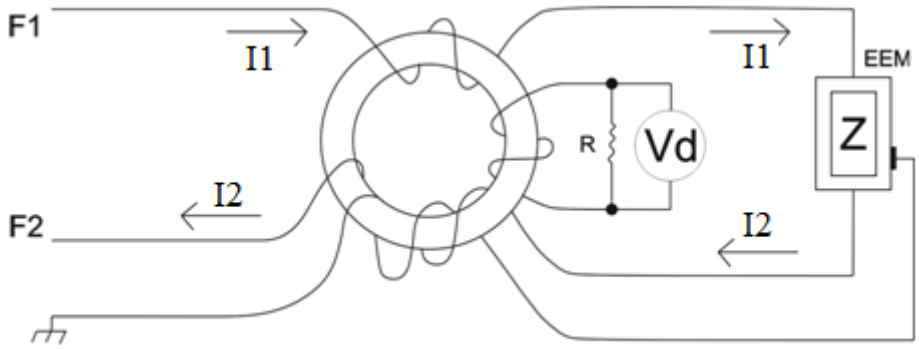
Figura 59 – Ilustração do monitoramento de corrente.



Fonte: Spalding (2009).

Acredita-se que uma solução para o problema ocorrido em casos de sobretensão em um sistema TN-S, seja o supervisionamento da corrente que circula no terra, ou seja o acréscimo de uma bobina no toróide, conforme Figura 60, pela qual circulará a corrente do condutor de aterramento do equipamento.

Figura 60. Ilustração de monitoramento de corrente de terra.



Fonte: Autor (2017).

6 DISCUSSÃO

Conforme o disposto na sessão anterior foi analisado a eficiência das instalações elétricas no que diz respeito à eficiência energética, quanto à funcionalidade das atividades e a segurança das pessoas.

Na análise da eficiência energética da sala em estudo é percebido que existem algumas melhorias que podem ser feitas a fim de aumentar sua eficiência. Isso inclui o aumento de luminárias, substituição por lâmpadas de LED, aumento do número de tomada, troca dos disjuntores e quadros, e identificação dos circuitos.

A qualidade de energia existente não é satisfatória, segundo a equipe de engenharia e o corpo clínico,existem diversos eventos de interrupção de energia. Também existem irregularidades nos valores de tensão nas tomadas, conforme exposto. Outro problema se dá quanto ao nível de harmônicas de tensão. Sugere-se que o problema quanto ao fornecimento de energia seja exposto à concessionária e em relação ao do nível de harmônicas deve ser realizada uma análise aprofundada e se necessário, a inserção de dispositivos de atenuação.

No que diz respeito à segurança elétrica a primeira coisa que deve ser feita é a regulamentação das instalações elétricas de acordo com NBR 13534 (2008). Deve ser instalado um sistema de *nobreak* para atender cargas de classe 0,5 e a substituição do sistema TN-S pelo sistema IT-médico.

Outro problema, quanto à segurança elétrica, são as correntes de fuga da instalação. A intenção, a princípio, era analisar mutuamente possíveis fugas em um EEM, a partir do Protegemed, e analisar também a qualidade da energia elétrica que alimenta o mesmo EEM, utilizando o analisador de energia. No entanto, não foi possível manter os dois equipamentos em funcionamento mútuo por muitos dias por uma série de contratempos.

A primeira dificuldade na etapa de coleta de dados foi quanto à permanência dos equipamentos na sala cirúrgica. Teve que ser confeccionado uma caixa com chaves para acomodar o analisador de energia e o *notebook*, visto que são equipamentos caros e sensíveis, logo deveriam ficar protegidos contra manuseio indevido. Embora a caixa tenha sido alocada no canto da sala cirúrgica, de modo a não atrapalhar o acesso do corpo clínico, ela foi muitas vezes movimentada para fazer a assepsia da sala após as cirurgias. Dessa forma, diversas vezes ocorreu interrupção da medição de energia por desconexão dos cabos.

Dessa forma, sugere-se que o Protegemed, utilizado para teste,tenha um sistema de armazenamento de dados através de um cartão ou outra forma, para que seja necessário apenas o Protegemed na sala, quando não for possível comunicação via *internet*, a fim de facilitar a alocação do equipamento na sala cirúrgica.

O Protegemed apresentou uma série de problemas no momento da instalação na sala cirúrgica. Todos os dias o programa interrompia o funcionamento e todas as vezes que isso ocorria era percebido muitas horas depois,por dificuldades de acesso. Como o Protegemed registra o horário das capturas dos eventos, foi possível observar que o programa parava de funcionar em poucas horas, e muitas vezes poucos minutos depois de ser executado.

O programa também apresentava esse mesmo problema, na maioria das vezes, que o bisturi elétrico era ligado e permanecia em *stand by*, o Protegemed registrada muitos eventos de stand by de fuga e travava. Sempre que o programa parava de funcionar era necessário desligar e ligar o disjuntor do Protegemed para que fosse possível executá-lo novamente.

Cabe observar que durante este trabalho utilizou-se a versão de teste do novo *software* do Protegemed, o que explicam muitos dos problemas encontrados. Acredita-se que este trabalho contribuiu para o aprimoramento dessa nova versão do *software*.

Em decorrência disso, suspeitou-se que poderia ser algum problema de má qualidade de energia e/ou do sistema de proteção contra sobretensão que a maioria dos EEM possuem. O Protegemed foi retirado da sala cirúrgica para testes. Foram efetuados alguns testes forçando sobretensão e foi percebido que o Protegemed registrava correntes de fuga em função da sobretensão. Acredita-se que essa é uma grande contribuição desse trabalho, visto que para o Protegemed funcionar no sistema TN-S é necessário que monitore também a corrente circulante no terra.

6.1 CONCLUSÃO

A importância da adequação das instalações hospitalares vai além da preocupação com a economia de energia. A eficiência das instalações elétricas está diretamente ligada à segurança dos pacientes e corpo clínico. A maioria dos hospitais brasileiros possui suas instalações elétricas fora de norma, e no HUMAP não é diferente, as instalações elétricas de todas as unidades são precárias e isso inclui o CC.

Dessa forma, acredita-se que o trabalho tenha contribuído para a melhoria das instalações elétricas do CC, e para melhor aproveitamento energético com as propostas de mitigação de problemas apresentadas na sessão anterior. No que diz respeito à segurança elétrica, além da importância de se atender as normas vigentes para EAS, é de suma importância à existência de um equipamento capaz de monitorar as correntes de fuga existentes nas instalações hospitalares.

É esperado que esse trabalho tenha um efeito estimulador e incentive o desenvolvimento de novas pesquisas na área. Portanto, sugere-se algumas vertentes para continuidade da pesquisa, sendo elas:

- Levantamento dos problemas de eficiência energética de todo CC;
- Reformulação do Protegemed com supervisão de corrente de terra;
- Observação do Protegemed no sistema TN-S (com supervisão de corrente de terra);
- Análise mútua do Protegemed e do analisador de energia do ponto de alimentação de um EEM.

REFERÊNCIAS

ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS**. NBR 5413**. Iluminância de interiores. Rio de Janeiro, 2015.

ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS**. NBR 5410**. Instalações elétricas de baixa tensão. Rio de Janeiro, 2008.

ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS**. NBR 5419**. Sistema de proteção contra descargas atmosféricas. Rio de Janeiro, 2015.

ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. **NBR 7256**. Tratamento de ar em estabelecimentos assistenciais de saúde (EAS) – Requisitos para projeto e execução das instalações. 2 ed. Rio de Janeiro,2005.

ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS.**NBR 10898** . Sistema de iluminação de emergência. Rio de Janeiro ,1999.

ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS.**NBR 13534**. Instalações elétricas de baixa tensão – Requisitos específicos para instalação em Estabelecimentos Assistências de Saúde. Rio de Janeiro, 2008.

ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. **NBR 11301.** Cálculo da capacidade de condução de corrente de cabos isolados em regime permanente, Rio de Janeiro, 1990.

ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. **NBR ISO 9000**. Sistema de gestão na qualidade – Fundamentos e Vocabulário. Rio de Janeiro, 2005.

ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. **NBR IEC 60601-1**. Equipamento eletromédico - Parte 1: Prescrições gerais para segurança. Rio de Janeiro, 1994.

ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. **NBR IEC 60601-2-3**.

Equipamento eletromédico - Parte 2: Prescrições particulares para a segurança de equipamentos de terapia por ondas curtas. Rio de Janeiro, 1997.

ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. NBR ISO/CIE 8995/1 .Norma Brasileira para Iluminação de ambientes de trabalho. Parte 1: Interior. Rio de Janeiro,2013.

ALBERTO, Coutinho. **O papel da energia elétrica nos hospitais**. Disponível em:<http://www.g3h.com.br/downloads/Materia_Energia_Alberto_Coutinho.pdf>. Acesso em: 04 de maio de 2016.

BERNARDES, Wellington Maycon Santos.; SILVA, Sérgio Ferreira de Paula. Análise da influência de equipamentos eletromédicos na qualidade da energia elétrica. **Revista Horizonte Científico**, Uberlândia, v.5, n.2, 2009, p.1-21, dez. 2011. Disponível em: <http://www.seer.ufu.br/index.php/horizontecientifico/article/view/11652>. Acesso em: 05 de dezembro de 2016.

BRASIL. Resolução de Diretoria Colegiada - RDC n.º 50. **Regulamento Técnico para Planejamento, Programação, Elaboração e Avaliação de Projetos Físicos de EAS**. Agência Nacional de Vigilância Sanitária. Brasília, 2002.

BRONZEADO, H. S. et al. Uma proposta de nomenclatura nacional de termos e definições associados à qualidade da energia elétrica. In: SEMINÁRIO BRASILEIRO DE QUALIDADE DA ENERGIA ELÉTRICA – SBQEE, 2., 1997, São Lourenço. **Anais**... São Lourenço, 1997.

BOYCE P.; RAYNHAM, P.**The SLL Lighting Handbook**. London: The Society of Light and Lighting, 2009.

CAMPOS, Clarissa Cordeiro de. **Eficiência energética em edifícios hospitalares obtida por meio de estratégias passivas**: estudo da redução do consumo com climatização artificial para arrefecimento do ar em salas de cirurgia.2013. 369p. Dissertação (Mestrado) – Curso de Mestrado em Arquitetura e Urbanismo. Universidade de São Paulo, São Paulo, 2013.

CASA & Planos. **Tipo de Luminárias**. Disponível em <http://www.casaeplanos.com/iluminacao/tipo-de-luminarias>. Acesso em: 12 de dez. de 2016.

CHAMBER, J.J.; SAHA, A.K. Electrocution during anaesthesia. **Anaesthesia** vol. 34, n. 2. 1979.

CORREIA, Luis Miguel Oliveira. **Eficiência Energética Gestão de energia e integração de renováveis em instalações hospitalares**. 2016. 293 p. Dissertação (Mestrado) Programa de Engenharia Electrotécnica-sistemas eléctricos de energia. Instituto Superior de Engenharia do Porto-ISEP. Porto, 2016 apud Revista de engenharia e gestão de Saúde "Tecnohospital", n.68, mar. 2015. Disponível em: <https://recipp.ipp.pt/handle/10400.22/8314.> Acesso em: 06 de dezembro de 2016.

DANELLA , Marcos et. al. Projeto de Eficiência Energética no Hospital de Clinicas da UNICAMP. In: SEMINÁRIO NACIONAL DE DISTRIBUIÇÃO DE ENERGIA ELÉTRICA – SENDI, 2006, Belo Horizonte, **Anais**..Belo Horizonte, 2006. Disponível em: <http://www.fem.unicamp.br/~jannuzzi/documents/hc_unicamp_sendi_v6.pdf>. Acesso em: 05 de dezembro de 2016.

ESTRUTURA de comunicação. **Entenda a proibição das lâmpadas incandescentes superior a 60W.** Disponível em: <http://www.estruturadecomunicacao.com.br/noticias/entenda-a-proibicao-das-lampadas-incandescentes-superior-a-60w/ .>Acesso em: 07 dezembro de 2016.

EUROPEAN STANDARD NORME EUROPÉENNE EUROPAISCHE NORM. EN 50160. Voltage characteristics of electricity supplied by public distribution systems. Bruxelas, 2005.

FLUKE. **Ferramentas de qualidade de energia**. Disponível em: <http://www.fluke.com/fluke/brpt/ferramentas-de-qualidade-de-energia/logging-power-meters/434-pwr-power-analyzer.htm?pid=70790> Acesso em: 05 de Dezembro de 2016.

FLUKE 434-II/435-II/437-II. **Manual do usuário.Analisadores de qualidade de potência e energia trifásicos**. Janeiro de 2012, rev.1 06/12. Disponível em: <http://assets.fluke.com/manuals/F430-II_umpor0100.pdf>. Acesso em: 20 de novembro de 2016.

FRANÇA, Francisco Roberto Reis.; SOARES , Thiago Pereira. **A qualidade da energia elétrica como fator de redução de custo em um hospital.** In:SEMINÁRIO BRASILEIRO SOBRE QUALIDADE DA ENERGIA ELÉTRICA-SBQEE, 6, 2005, Belém, **Anais**..Belém, 2005. Disponível em: <http://www.cgti.org.br/publicacoes/wp-content/uploads/2016/03/A-QUALIDADE-DA-ENERGIA-ELE%CC%81TRICA-COMO-FATOR-DE-REDUC%CC%A7A%CC%83O-DE-CUSTO-EM-UM-HOSPITAL.pdf>. Acesso em: 05 de dezembro de 2016.

G3H. **Luminária para Centro Cirúrgico**. Tudo em iluminação. Disponível em:

<http://www.g3h.com.br/category/estativas/> Acesso em: 19 dezembro de 2016.

GEWEBR, Pedro Miguel. **Riscos de choques elétricos presentes no ambiente médico hospitalar:** avaliação e prevenção. 1983. 177 p. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica), Universidade Estadual de Campinas, São Paulo,Campinas, 1983. Disponível em: <http://repositorio.unicamp.br/jspui/bitstream/REPOSIP/260013/1/Gewehr%2c%20Pedro%20Miguel_M.pdf>. Acesso em: 20 de dezembro de 2016.

GUIMARÃES, C. A. M. **Apostila sobre Harmônicos.** Curso de Mestrado em Engenharia Elétrica – EFEI, 1997.

HEIN, Marcelo. **Segurança elétrica em ambiente hospitalar**. 1996. 138p. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica), Universidade Estadual de Campinas. São Paulo, Campinas, 1996. Disponível em: <http://repositorio.unicamp.br/bitstream/REPOSIP/259887/1/Hein,%20Marcelo.pdf>. Acesso em: 17 de março de 2016.

HOFHEINZ, Wolfgang Electrical safety. Ungrounded power supply systems (IT-Systems). **Tecnoloogy Isues Energy & Environmental Engineering**. 2003. Disponível em: <http://www.pavesis.lt/pavesiai/119/3/Hosp031%20p%20HOFHEINZ.pdf>. Acesso em: 07 de dezembro de 2016.

IEE STANDARDS ASSOCIATION. IEE 1159. Recommended practice for monitoring electric power quality, 2009.

IMPIANTI elettrici: sistemi di distribuzione IT.2001. Disponível em : < http://www.fancos.it/tavola-IT.html> .Acesso em: 10 de Dezembro de 2016.

INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMISSION . IEC 60364-1. Low-voltage electrical installations- Par1: Fundamental principles, assessment of generl characteristics, definitions. 5 ed. Genebra, 2005.

INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMISSION.IEC 61000-4-15.Electromagnetic compatibility (EMC) – Part 4-15: Testing and measurement techniques – Flickermeter – Functional and design specifications. Genebra, 2003.

INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMISSION. IEC 61000-4-7. Electromagnetic compatibility (EMC)-Part 4-7: Testin and measurement techniques-general

guide on harmonics and interharmonics measurements and instrumentations, for power supply systems and equipment connected threto. 2 ed. Genebra, 2008.

KAUFMAN, J. E. **IES lighting handbook**. New York: Illuminating Engineering Society of North America, 1981.

LAMB, Paulo Lindolfo. **Centro cirúrgico e recuperação pós-anestésica**. Planejamento. Porto Alegre: Gráfica Plub, 2000.

LEME FILHO, Rubens; CARLOS, Márcio Visini; GEDRA, Ricardo. Uso eficiente de energia no setor hospitalar – Hospitais públicos.In: SEMINÁRIO NACIONAL DE DISTRIBUIÇÃO DE ENERGIA ELÉTRICA – SENDI, 18, 2008, Olinda, **Anais**..Olinda, 2008. Disponível em: <http://www.cgti.org.br/publicacoes/wp-content/uploads/2016/03/Uso-Eficiente-de-Energia-no-Setor-Hospitalar-%E2%80%93-Hospitais-P%C3%BAblicos.pdf>. Acesso em: 19 de dezembro de 2016.

LUMILANDIA. **Tudo em iluminação**. Diponível em:<http://www.lumilandia.com.br/dicasluminosas.html>Acesso em: 20 de novembro de 2016.

LUZ e Casa. **Iluminação**. Disponível em: <http://www.luzcasa.com.br/Produto---Embutir-Luminaria-de-Embutir-p-2-Lampadas-Fluorescentes-de-16-ou-20Watts-com-Aletas-Brancas-versao-336-338.aspx> Acesso em: 20 novembro de 2016.

MEHL, Evaldo L.M. **Qualidade da energia elétrica**. Disponível em: <http://www.eletrica.ufpr.br/mehl/downloads/qualidade-energia.pdf>. Acesso em: 16 de maio de 2016.

MIYASHIRO, Mitchel Hajime Martins. **Análise da instalação elétrica de unidades de terapia intensiva em um hospital de Mato Grosso do Sul**. 2013.Trabalho de Conclusão de Curso(Graduação em Engenharia Elétrica), Universidade Federal de Mato Grosso do Sul, Campo Grande, 2013.

OLIVEIRA, C. G. **Estudo sobre conservação de energia elétrica e qualidade de energia elétrica**. 2009. Dissertação (Mestrado). Faculdade de Engenharia Elétrica e de Computação. São Paulo, Campinas, 2009.

OKUMOTO, João Cesar. **Avaliação das instalações elétricas de centro cirúrgico**. **estudo de caso: hospital universitário da UFMS.**2006. 129 p. Dissertação (Mestrado). Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica, Universidade Federal de Mato Grosso do Sul, Campo

Grande, 2006. Disponível em: <http://repositorio.cbc.ufms.br:8080/jspui/bitstream/123456789/646/1/Jo%C3%A3o%20Cesar%20Okumoto.pdf>. Acesso em: 06 de dezembro de 2016.

OKUMOTO, João Cesar et al. Avaliação de distúrbios relacionados à qualidade de energia elétrica do Hospital Universitário de Mato Grosso do Sul – Estudo de Caso. In:SEMINÁRIO BRASILEIRO SOBRE QUALIDADE DA ENERGIA ELÉTRICA-SBQEE, 6, 2005, Belém, **Anais**..Belém, 2005. Disponível em: <http://www.cgti.org.br/publicacoes/wp-content/uploads/2016/03/AVALIA%C3%87%C3%83O-DE-DIST%C3%9ARBIOS-RELACIONADOS-%C3%80-QUALIDADE-DE-ENERGIA-EL%C3%89TRICA-DO-HOSPITAL-UNIVERSIT%C3%81RIO-DE-MATO-GROSSO-DO-SUL-%E2%80%93-ESTUDO-DE-CASO.pdf>. Acesso em: 05 de dezembro de 2016.

PAULILO, Gildson. Conceitos gerais sobre qualidade da energia. Capítulo I. **Revista Portal O setor elétrico** .São Paulo, edição 84, 2013. Disponível em: <http://www.osetoreletrico.com.br/wp-content/uploads/2013/02/Ed84_fasc_qualidade_energia_cap1.pdf > Acesso em: 17 de março de 2016.

PIERINI, Marilda Aparecida. Ar condicionado em ambientes assépticos.**Revista Brasileira de Enfermagem**. v.27, n.4, p.455-461, out. 1974. Disponível em: < http://www.scielo.br/pdf/reben/v27n4/0034-7167-reben-27-04-0455.pdf > Acesso em: 06 de dezembro de 2016.

PINO, E. J; PEREIRA R. A**. Intensive care unit availability indexed to patient complexity.** Annual International Conference of the IEEE Engineering in medicine and biology society. EMBS Boston, Massachusetts USA,2 011.

POMILIO, José Antenor. Compensação capacitiva e filtros passivos em redes secundárias – parte 2. **Revista O Setor Elétrico**. São Paulo, v.2, n.13, fevereiro, 2007. Disponível em: <http://hpeletromecanica.com.br/comp1.pdf>. Acesso em: 17 de março de 2016.

PORTAL MEC. **Hospital Universitário Maria Aparecida Pedrossian**. Disponível em: <http://portal.mec.gov.br/sesu/arquivos/pdf/humaria.pdf> Acesso em: 05 de dezembro de 2016.

RAMIREZ, E. F. F.; CALIL, S. J. Engenharia clínica: Parte I. **Semina**: Ci. Exatas/ Tecnol. Londrina, v. 21, n. 4, p. 27-33. dez. 2000.

REBONATTO, Marcelo Trindade. **Método para análise de correntes elétricas de**

equipamentos eletromédicos em procedimentos cirúrgicos e detecção de periculosidade ao pacientes. 2015. 115 p. Tese (Doutorado) – Tese apresentada como requisito parcial à obtenção do grau de Doutor em Ciências da Computação. Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 2015.

SANTANA, Crismara Janina da Rosa. **Instalações elétricas hospitalares.** Porto Alegre: EDIPUCRS, 1996.

SANTOS, Afonso Henrique Moreira et al.**Conservação de energia**: eficiência energética de equipamentos e instalações . 3 ed.. Itajubá: Eletrobrás/ Procel , 2006.

SANTOS, J. N. **Noções básicas de luminotecnica**. Porto: Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto, 2007.

SEN, PK.; LANDA, H. A., "Derating of induction motors due to waveform distortion", **IEEE Transactions Of Industry Applications**. v. 26, n. 2, p. 1102 -1109, nov. 1990.

SCHNEIDER. **Programa de formação técnica**: **esquema de aterramento.** Disponível em: < https://www.schneider-electric.com.br/documents/cadernos-tecnicos/tema3_aterramento.pdf > Acesso em: 05 de dezembro de 2016.

SPALDING, L. E. S et al. **Capacitâncias parasitas no sistema IT-médico em instalações hospitalares**.Passo Fundo: Berthier. 2010.

SPALDING, L. E. S.; ABATTI, P. J.; IANISKI A. **Controle automático patrimonial e de segurança elétrica para equipamento eletromédicos**. Patente de invenção PI 9701995-0(04/22/1997). Rio de Janeiro, RPI/ INPI, v. 1745, jun. 2004.

SPALDING. L. E. S et al. Electric Risk Management inside operating room using embedded systems: status of internationalization of research. **Revista médica. Hospital São Vicente de Paulo,**n. 41, jul. 2015.

SPALDING, L. E. S.**Método para detectar o risco de microchoque através da supervisão da corrente diferencial em equipamentos eletromédicos durante procedimentos cirúrgico**s. 2009. Tese (Doutorado) Engenharia Elétrica, Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis 2009.

TAKTAK, A. G, BROWN, M.C. **Evidence-based analysis of field testing of medical**

electrical equipment.ConfProc .Annual International Conference of the IEEE,p. 4078–80, 2006.

VIDA Prática. **LâmpadasFluorescentes**. Disponível em: <http://www.vida-pratica.com/blog/?attachment_id=203>. Acesso em: 07 dezembro de 2016.

WAGNER, V.E. et.al.**Effects of Harmonics on Equipament.** IEEE Transactions on Power Delivery. v. 8, n. 2, p.672- 680, abril 1993.

YACAMINI, R. Power system harmonics – part3 problems caused by distorted supplies. **Power Engineering Journal**, v.9, n.5, p. 233 – 238, out.1995

ZENNARO, E. et al. Circuit model of medical equipment for electricalsafety purposes. **Risk Analysis.** v. 47**,** p.507–517.2014.

POLITERM. Instrumentos de medição limitada.Disponível em: <http://www.politerm.com.br/> Acesso em: 15 de Outunbro de 2017.

MINIPA. Disponível em: <http://www.minipa.com.br/> Acesso em: 15 de Outubro de 2017.