

Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul
Faculdade de Informática
Pós-Graduação em Ciência da Computação

**MÉTODOS PARA ANÁLISE DE CORRENTES
ELÉTRICAS DE EQUIPAMENTOS
ELETROMÉDICOS EM PROCEDIMENTOS
CIRÚRGICOS E DETECÇÃO DE
PERICULOSIDADE AOS PACIENTES**

MARCELO TRINDADE REBONATTO

Tese apresentada como requisito parcial à
obtenção do grau de Doutor em Ciência da
Computação na Pontifícia Universidade Católica
do Rio Grande do Sul.

Orientador: Prof. Dr. Fabiano Passuelo Hessel

Porto Alegre

2015

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação (CIP)

R292m Rebonatto, Marcelo Trindade

Métodos para análise de correntes elétricas de equipamentos eletromédicos em procedimentos cirúrgicos e detecção de periculosidade aos pacientes / Marcelo Trindade Rebonatto. – Porto Alegre, 2015.

115 p.

Tese (Doutorado) – Faculdade de Informática, PUCRS.
Orientador: Prof. Dr. Fabiano Passuelo Hessel.

1. Informática Médica. 2. Engenharia Clínica. 3. Eletricidade – Segurança. 4. Procedimentos Cirúrgicos. 5. Computação Embarcada.
I. Hessel, Fabiano Passuelo. II. Título.

CDD 006.61

**Ficha Catalográfica elaborada pelo
Setor de Tratamento da Informação da BC-PUCRS**



Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul
FACULDADE DE INFORMÁTICA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIA DA COMPUTAÇÃO

TERMO DE APRESENTAÇÃO DE TESE DE DOUTORADO

Tese intitulada "Métodos para Análise de Correntes Elétricas de Equipamentos Eletromédicos em Procedimentos Cirúrgicos e Detecção de Periculosidade aos Pacientes", apresentada por Marcelo Trindade Rebonatto, como parte dos requisitos para obtenção do grau de Doutor em Ciência da Computação, aprovada em 26/02/2015 pela Comissão Examinadora:

Prof. Dr. Fabiano Passuelo Hessel
Orientador

PPGCC/PUCRS

Prof. Dr. César Augusto Missio Marcon

PPGCC/PUCRS

Prof. Dr. Fábio Iaione

UFMS

Prof. Dr. Luiz Eduardo Schardong Spalding

UPF

Homologada em 18/06/2015, conforme Ata No. 010 pela Comissão Coordenadora.

Prof. Dr. Luiz Gustavo Leão Fernandes
Coordenador.

PUCRS

Campus Central

Av. Ipiranga, 6681 - P. 32 - sala 507 - CEP: 90619-900

Fone: (51) 3320-3611 - Fax (51) 3320-3621

E-mail: ppgcc@pucrs.br

www.pucrs.br/facin/pos

AGRADECIMENTOS

Agradeço em primeiro lugar a Deus, pelo dom da vida. Agradeço ainda por Ele me proporcionar força, luz e auxílio para alcançar este e outros objetivos já conquistados.

Ao Betinho e a Cíntia que me acompanharam durante todo este longo caminho para completar o projeto de doutoramento. O agradecimento não vai compensar os diversos momentos que tive de me dedicar aos estudos em detrimento de uma maior atenção a eles. Porém, sei que eles entenderam e acima de tudo me apoiaram.

Aos meus pais, Alberto e Lourdes, por todo o apoio e incentivo, pela amizade e presença constante em todas as etapas da minha vida. Em especial fica o agradecimento pelas diversas revisões textuais e aconselhamentos em como encarar cada uma das dificuldades. Agradeço ainda à Ana, ao Nédio, à Cassiê e ao Guilherme, que me acolheram em sua casa durante um longo período e, sem isso, creio que não conseguiria completar o projeto.

Ao professor Fabiano Hessel: orientador mas acima de tudo um amigo. Sua experiência e sugestões foram decisivas na realização deste trabalho. Aos integrantes do GSE e também do GAPH, juntamente com os colegas da PUC pelas contribuições de todos, sem as quais, este trabalho não seria o mesmo.

À Universidade de Passo Fundo pela licença pós-graduação concedida e a Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul pela obtenção da bolsa taxas. Sem elas, com certeza, este trabalho não teria sido realizado. Ao Laboratório de Fotos e ao Laboratório de Física da UPF pelos serviços prestados que auxiliaram esta tese.

Ao Hospital São Vicente de Paulo e a empresa Elomed, em especial nas pessoas de Oneide Paixão e Marlusa Nodari, que contribuíram com o desenvolvimento da tese com diversos materiais necessários a pesquisa. Agradeço ainda a empresa Silicium e ao Felipe Rettore Reis pelas contribuições prestadas.

Em especial ao meu grande amigo e colega Luiz Eduardo S. Spalding por todas as oportunidades que me foram dadas para completar esta tese. Além disso, agradeço a especial contribuição durante o desenvolvimento do projeto de doutoramento. Sem ela, esta tese não seria completada. Sei que sempre poderei contar contigo. Obrigado!

A todos que conviveram comigo durante o período que estava engajado nessa jornada, direta ou indiretamente, quero registrar meus agradecimentos.

MÉTODOS PARA ANÁLISE DE CORRENTES ELÉTRICAS DE EQUIPAMENTOS ELETROMÉDICOS EM PROCEDIMENTOS CIRÚRGICOS E DETECÇÃO DE PERICULOSIDADE AOS PACIENTES

RESUMO

Objetivo: Esta tese possui como principal objetivo a melhoria da segurança elétrica em procedimentos cirúrgicos. Pode-se encontrar riscos de danos à saúde dos pacientes a partir do uso dos equipamentos eletromédicos (EEM), que usam a eletricidade e podem ser acometidos de falhas. A consequência destas falhas elétricas levada em consideração nesta tese é uma corrente diferencial (fuga) indevida circulando por um paciente, configurando assim um microchoque.

Materiais e Métodos: Uma revisão bibliográfica acerca das normas de segurança elétrica relacionadas com EEM, das instalações em ambientes hospitalares críticos como centros cirúrgicos e dos efeitos fisiológicos da corrente elétrica no corpo humano foi realizada. Um estudo sobre métodos matemáticos/estatísticos que podem ser usados para calcular a similaridade entre formas de onda (FO) de corrente elétrica também foi construída. Então, uma plataforma de referência capaz de capturar correntes diferenciais de EEM durante procedimentos médicos foi desenvolvida. É proposta ainda uma metodologia de análise dessas correntes diferenciais, produzindo escalas de periculosidade a saúde em relação ao valor da corrente, ao espectro de frequência e à similaridade entre FO simultâneas.

Resultados: A plataforma de referência foi validada em laboratório usando o sistema de aterramento Terra/Neutro (TN-S) e com sistema isolado sem alimentação referenciada ao Terra (IT-Médico). Para a validação, em ambos os sistemas de aterramento, foram produzidos artificialmente correntes de fuga e microchoques, que foram analisados nas escalas periculosidade propostas. Foram ainda coletados, com a plataforma de referência embarcada no painel de gases e tomadas de um centro cirúrgico, eventos de corrente diferencial, a fim de proporcionar uma avaliação em ambiente real de uso.

Discussão dos resultados: Os testes em laboratório comprovaram que a plataforma de referência consegue capturar os eventos de corrente diferencial com a precisão necessária para uma ampla análise. As escalas de periculosidade propostas se mostraram adequadas na análise dos eventos capturados em seis meses de uso junto ao centro cirúrgico. Nesse período, foram detectados pelo menos 49 situações com a produção de alertas de Perigo. Com a escala de similaridade entre FO de corrente elétrica ainda conseguiu-se avançar na detecção de microchoques.

Conclusões: Pode-se afirmar que esta tese contribuiu para a melhoria da segurança elétrica em procedimentos médicos. A plataforma de referência, utilizando as escalas de periculosidade propostas, consegue distinguir entre um evento sem significado e um evento com um risco real. Talvez no futuro, o conhecimento produzido nesta tese possa ser parte das normas de segurança elétrica em procedimentos cirúrgico.

Palavras-chave. Computação embarcada, análise computacional de sinais, engenharia clínica, segurança elétrica em procedimentos médicos, microchoques, periculosidade à saúde.

METHODS FOR ANALYZING ELECTRICAL CURRENTS FROM ELECTROMEDICAL EQUIPMENTS IN SURGICAL PROCEDURES AND DETECTION OF MICROSHOCK HAZARD TO PATIENTS

ABSTRACT

Objective: The thesis has as main goal the improvement of electrical safety in surgical procedures. It can be find risks of health hazards of the patients from the use of electromedical equipment (EME) that operates with electricity and are susceptible to failure. The consequence of these electrical failures taken into account in this thesis is a differential current (leakage) improper passing through a patient's body, thus creating a microshock.

Materials and Methods: A literature review was performed, concerning the electrical safety norms related with EMEs, facilities in critical hospital environments such as surgical centers and physiological effects of electrical current on the human body. A study about mathematical/statistical methods that can be used to calculate similarity between electrical current waveforms was also built. Therefore, a reference platform capable of capturing EMEs differential current during surgical procedures was developed. Accordingly, a methodology of differential current analysis is proposed, generating a scale of dangerousness relating to electrical current value, frequency spectrum and the similarity between simultaneous waveforms.

Results: The reference platform was validated in the laboratory using TN-S and IT medical earthing systems. For validation, in both grounding systems were artificially produced leakage currents and microshocks, which were analyzed in the scales dangerousness proposed. Furthermore, differential current events were captured with the reference platform embedded in gas and socket panel of an operating room, in order to provide an evaluation in real environment of use.

Discussion of results: laboratory tests have proven that the reference platform is able to capture the differential current events with the necessary precision to a broad analysis. The proposed dangerousness scales proved to be adequate for the analysis of the events captured in six months of use at the surgical center. In this period, at least 49 situations with danger alert were detected. With the similarity scale between electric current waveforms, progress was made in the detection of microshock.

Conclusion: It can be stated that this thesis contributed to the improvement of electrical safety during surgical procedures. The reference platform, using the dangerousness scale proposed, can distinguish between a meaningless event and an event with a real risk. Maybe in the future, the knowledge produced in this thesis can incorporate electrical safety norms in surgical procedures.

Keywords Embedded computing, clinical engineering, electrical safety in medical procedures, microshocks, dangerousness to health.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1: Formas de onda de corrente alternada extraída e modificada de [Nett00].....	23
Figura 2: Forma de Onda Senoidal com parâmetros extraída e modificada de [Nett00]	24
Figura 3: Forma de onda resultante, fundamental e harmônicas (esquerda). Espectro de frequência (direita), baseado em [Qsln00].....	25
Figura 4: Exemplo de deslocamento de ondas para comparação de similaridade.....	33
Figura 5: Sistema IT-Médico: sistema isolado com DSI, adaptado de [SpCB09].....	39
Figura 6: Exemplo de microchoque causado por alta tensão, adaptada de [GRWA05].	44
Figura 7: Exemplo de uso de equipamento patenteado em 1997, com patente concedida em 2004 [SpAI04].....	46
Figura 8: Leakage Current Sentinel, extraído de [CaMS00].....	47
Figura 9: Software de análise de forma de onda [SMAI07].....	49
Figura 10: Sala de cirurgia com possível problema, mesmo na presença de sistema IT-Médico [Spal09].....	50
Figura 11: Conjunto Protegemed no centro cirúrgico (a) e interior do dispositivo (b) [Spal09].....	51
Figura 12: Analisador de segurança de equipamentos médicos, extraído de [JiSK11]..	52
Figura 13: Programa FUSE [FJJF13].....	53
Figura 14: Principais componentes do Protegemed2 [RSHA13].....	56
Figura 15: Tag e antena RFID [RSHA13].....	57
Figura 16: Sala de cirurgia com sistema de supervisão elétrica de EEM.....	60
Figura 17: Plataforma de referência: visão frontal (a) e parte interna (b) [ReHS14].....	62
Figura 18: Fluxo de execução da Plataforma de Referência.....	63
Figura 19: Curva com fator de frequência para de let-go (a) e fibrilação (b) extraídas de [Iec05b].....	67
Figura 20: FO de alimentação e espectro de frequência de um cautério Wem SS100MC	70
Figura 21: Comparação de ondas do cautério A em corte e coagulação.....	73
Figura 22: Comparação entre formas de ondas do Monitor Multiparamétrico C e Incubadora E.....	73
Figura 23: Comparação entre formas de ondas do Monitor Multiparamétrico C com o Monitor Multiparmétrico D.....	74
Figura 24: Caixas para simulação de EEM. A caixa da direita está com a tampa virada para permitir a visualização interna das ligações dos resistores, conectores e chaves....	77
Figura 25: Maleta que produz um sistema IT-Médico.....	78
Figura 26: FO de alimentação (a) e de fuga (b) extraídas com a plataforma de referência	79
Figura 27: FO e espectro de frequência de uma lâmpada fluorescente compacta e de uma fuga de corrente com um diodo em série com resistor de 220 K Ω	81
Figura 28: Ambiente de testes para verificar eventos simultâneos e a sua similaridade.	82
Figura 29: Testes realizados para captura de fugas simultâneas.....	83
Figura 30: Software de apoio analisando a captura de fugas simultâneas: Caso 2.....	84
Figura 31: Testes realizados: evento que extrapola limites da plataforma de referência	85
Figura 32: Formas de Onda e espectro de frequência do Caso 4.....	86

Figura 33: FO de resistor 220 K Ω em série com um diodo 1N4001 em sistema IT-Médico.....	88
Figura 34: Casos de geração de fugas simultâneas no sistema IT-Médico.....	89
Figura 35: Comparação de fugas simultâneas no Caso 7 com sistema IT-Médico.....	90
Figura 36: FO e espectro de frequência de fuga capturada no HSVP.....	94
Figura 37: Comparação de fugas simultâneas com a maior corrente encontrada no HSVP.....	95
Figura 38: Comparação de fugas simultâneas com similaridade alta e a maior corrente encontrada no HSVP.....	95
Figura 39: Análise de eventos com alerta de Perigo nas escalas propostas.....	97

LISTA DE TABELAS

Tabela 1: Efeitos da corrente de 60 Hz em homens em mA, adaptada de [Dalz56].....	36
Tabela 2: Comparação entre Protegemed [SpCB09] e Protegemed2 [RSHA13].....	58
Tabela 3: Plataforma de referência com AT91SAM7X256 versus Mbed NXP LPC1768 [ReHS14].....	61
Tabela 4: Escala de periculosidade de macrochoque e microchoque em mA, adaptada de [ReSH14], onde H significa homem e M mulher.....	66
Tabela 5: Fatores de frequência para efeitos da corrente [Iec05b].....	68
Tabela 6: Limites de corrente por frequência para macrochoques e microchoques.....	68
Tabela 7: Equipamentos usados em testes de similaridade.....	71
Tabela 8: Relação de formas de ondas utilizadas nos testes de similaridade.....	71
Tabela 9: Análise de resultados da similitude entre FO.....	72
Tabela 10: Escala de Similaridade entre Formas de Ondas Elétricas de corrente.....	75
Tabela 11: Escala de Periculosidade a partir da similaridade entre Ondas Elétricas.....	76
Tabela 12: Relação de correntes de fuga produzidas pela caixa de testes.....	79
Tabela 13: Comparação de similaridade em sistemas TN-S: Caso 4.....	85
Tabela 14: Eventos no HSVP, classificados de acordo com a escala de periculosidade da corrente.....	91
Tabela 15: Eventos no HSVP, classificados de acordo com a corrente.....	92
Tabela 16: Eventos no HSVP, segundo escala de periculosidade com base na corrente por frequência.....	93
Tabela 17: Quantidade de comparações de similaridade entre eventos simultâneos no HSVP.....	94

LISTA DE SIGLAS E ABREVIATURAS

A	Ampere
A/D	Analógico/digitais
ABNT	Associação Brasileira de Normas Técnicas
AC	Alternate Current
AORN	American Association of Gynecologic Laparoscopists
C	Coulomb – Unidade básica de carga
CA	Corrente Alternada
CC	Corrente Contínua
CEB	Centro de Engenharia Biomédica
CEC	Centros de Engenharia Clínica
DC	Direct Current
DFT	Discrete Fourier Transform
DFT ⁻¹	Transformada Discreta de Fourier Inversa
DMA	Direct Memory Access – Acesso Direto a Memória
DSI	Dispositivo Supervisor de Isolamento
EEM	Equipamento Eletromédico
ES	Engenheiro Supervisor.
F	Farad, unidade de capacitância
FFT	Fast Fourier Transform
FUSE	Fundamental Use of Surgical Energy
GSE	Grupo de Software Embarcado
HSVP	Hospital São Vicente de Paulo
Hz	Hertz, ciclos por segundo
I	Corrente Elétrica
IMD	Insulation Monitoring Device
IPI	Índice Pulmonar Integrado
J	Joule – Unidade básica de energia
LCS	Leakage Current Sentinel
LED	<i>Light Emitting Diode</i> - Diodo emissor de luz
LIM	Line Monitoring Devices – Monitor de Impedância de linha
NRB	Norma Brasileira
PC	Personal Computer – Computador pessoal
PE	Protection Earth – Condutor de proteção
PUCRS	Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul
RMS	Root Mean Square – Valor Médio Quadrático
RMSD	Root Mean Square Deviation

RMSE	Root Mean Square Error
SAGES	Society of American Gastrointestinal and Endoscopic Surgeons
SRAM	<i>Static Random Access Memory</i> – Memória de acesso aleatória estática
TN-S	Terra Neutro System
UTI	Unidade de Terapia Intensiva
V	Volt
Z	Número Atômico
μ C	Micro-controlador
Ω	Ohm

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO.....	14
1.1 DESCRIÇÃO DO PROBLEMA.....	15
1.2 MOTIVAÇÕES E OBJETIVOS DO TRABALHO.....	16
1.3 VISÃO GERAL DO TRABALHO DESENVOLVIDO.....	17
1.4 CONTRIBUIÇÕES ORIGINAIS DA TESE.....	18
1.5 ORGANIZAÇÃO DO DOCUMENTO.....	19
2 CONCEITOS E DEFINIÇÕES.....	21
2.1 CARACTERÍSTICAS DA CORRENTE ELÉTRICA.....	21
2.1.1 <i>A natureza da eletricidade.....</i>	21
2.1.2 <i>Frequência, tensão e corrente.....</i>	22
2.1.3 <i>Forma da Onda Elétrica.....</i>	23
2.1.4 <i>Ondas Senoidais.....</i>	24
2.2 SEGURANÇA NO TRABALHO COM ELETRICIDADE.....	26
2.2.1 <i>Macrochoque.....</i>	27
2.2.2 <i>Microchoque.....</i>	28
2.3 ANÁLISE DA SIMILARIDADE ENTRE FORMAS DE ONDA.....	28
2.3.1 <i>Trabalhos envolvendo Análise da similaridade entre formas de onda.....</i>	29
2.3.2 <i>Métodos analisados para a comparação de similaridade.....</i>	30
2.3.3 <i>Correlação de Pearson.....</i>	31
2.3.4 <i>Coefficiente de Spearman.....</i>	31
2.3.5 <i>RMSD.....</i>	32
2.3.6 <i>Deslocamento no tempo.....</i>	33
3 TRABALHOS RELACIONADOS.....	35
3.1 EFEITOS DO CHOQUE ELÉTRICO EM SERES HUMANOS.....	35
3.2 NORMAS DE SEGURANÇA ELÉTRICA.....	38
3.3 SEGURANÇA ELÉTRICA PARA MICROCHOQUE.....	42
3.3.1 <i>Microchoque em sistemas de alta tensão.....</i>	43
3.3.2 <i>Microchoque a partir de correntes de fuga.....</i>	45
4 METODOLOGIA.....	55
4.1 PLATAFORMA DE REFERÊNCIA.....	55
4.1.1 <i>Primeira versão da plataforma de referência.....</i>	55
4.1.2 <i>Segunda versão.....</i>	59
4.1.3 <i>Versão Atual.....</i>	63
4.2 PERICULOSIDADE COM BASE NO VALOR DA CORRENTE.....	64
4.3 PERICULOSIDADE COM BASE NA CORRENTE POR FREQUÊNCIA.....	67
4.4 PERICULOSIDADE COM BASE NA SIMILARIDADE ENTRE FORMAS DE ONDA.....	70
5 RESULTADOS.....	77
5.1 EXPERIMENTOS REALIZADOS.....	77
5.2 TESTES COM SISTEMAS DE ATERRAMENTO TN-S.....	78
5.2.1 <i>Verificação do valor da corrente.....</i>	79
5.2.2 <i>Análise do espectro de frequência.....</i>	80
5.2.3 <i>Geração de fugas simultâneas.....</i>	81
5.3 TESTES EM SISTEMAS IT-MÉDICO.....	87
5.3.1 <i>Verificação do valor da corrente e do espectro de frequência.....</i>	87
5.3.2 <i>Geração de fugas simultâneas no sistema IT-Médico.....</i>	88
5.4 DADOS DO CENTRO CIRÚRGICO DO HSVP.....	90
5.4.1 <i>Eventos por corrente.....</i>	91

5.4.2 <i>Tempo de duração dos eventos</i>	92
5.4.3 <i>Eventos com análise da corrente por frequência</i>	93
5.4.4 <i>Similaridade entre formas de onda simultâneas</i>	94
5.5 ANÁLISE DOS RESULTADOS.....	96
6 CONSIDERAÇÕES FINAIS	99
6.1 CONCLUSÕES ACERCA DO TRABALHO.....	99
6.2 TRABALHOS FUTUROS.....	101
6.3 PUBLICAÇÕES.....	102
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	104

1 INTRODUÇÃO

Um Equipamento Eletromédico (EEM) é um equipamento eletrônico que auxilia a equipe durante a realização de um procedimento médico. Muitos desses equipamentos desempenham funções vitais e deles depende a vida do paciente, principalmente aqueles instalados em centros cirúrgicos e Unidades de Tratamento Intensivo (UTI).

O número de EEM presentes nos hospitais e demais instituições que prestam serviços na área de saúde é cada dia maior. Seu uso é intenso, seja em auxílio a diagnósticos ou em terapias, incluindo as intervenções cirúrgicas. Esses equipamentos necessitam de manutenção, realizada por técnicos capacitados especificamente para esse fim. Diversos hospitais possuem setores responsáveis pela manutenção de seus equipamentos. Estes setores são denominados Centros de Engenharia Biomédica (CEB) ou Centros de Engenharia Clínica (CEC).

A manutenção de EEM consiste em verificar sua funcionalidade, retirar de uso aqueles com algum tipo de defeito, a fim de evitar prejuízo aos pacientes ou a equipe médica e corrigir ou encaminhar para conserto os EEM com problemas. Caso o EEM não possa ser consertado, é função ainda do CEC descartar adequadamente o EEM. Após ser adquirido por um hospital, um EEM é submetido a um processo de calibração ou ensaio antes de ser liberado para uso pela equipe médica. Além disso, em períodos regulares de tempo, os EEM passam por manutenção preventiva, onde sua funcionalidade é verificada e, se necessário, ajustes são realizados. Caso algum EEM deixe de apresentar condições de uso antes da manutenção preventiva, os mesmos são encaminhados ao CEC para uma manutenção corretiva, que pode ser realizada dentro do hospital ou, dependendo do caso, ser encaminhado para manutenção externa.

Esse ciclo de “vida” de um EEM dentro do hospital é completado por períodos onde é utilizado por médicos, técnicos e enfermeiros junto a pacientes. Nesses períodos, com os EEM em uso, é quando a maior parte deles apresenta defeito e a equipe do CEC só fica sabendo do problema após ocorrido. Numa situação ideal, o EEM deveria ser retirado de uso pouco antes que a falha aconteça, não colocando em risco à saúde de pacientes ou equipe médica. Em média, um EEM retorna pelo menos uma vez por ano para o CEC. Por exemplo, durante o ano de 2014 o CEB do Hospital São Vicente de Paulo (HSVP), que gerencia 2.150 EEM registrou 2.626 atendimentos, sendo aproximadamente 500 de ordem preventiva e os demais corretivos.

Os benefícios em diagnósticos, terapias e intervenções cirúrgicas proporcionados pelos EEM, vem acompanhados de riscos de choque elétrico, uma vez que esses equipamentos usam energia elétrica para seu funcionamento e podem sofrer falhas. Entre as que podem ser encontradas em EEM, pode-se citar as falhas de isolamento e as falhas de aterramento. O Anexo A e o Anexo B, extraídos dos arquivos do CEB do HSVP, ilustram casos de falhas de isolamento e aterramento, respectivamente. Uma falha de isolamento ou aterramento pode fazer com que correntes

diferenciais indevidas possam circular fora do EEM, causando riscos de choque elétrico. Existem choques perceptíveis pela equipe médica, conhecidos como macrochoques e os não perceptíveis pela equipe médica, uma vez que o valor da corrente elétrica fica abaixo do limiar de percepção, denominados nesse texto de microchoques. Os pacientes sob a ação deste microchoque, tampouco reagem de forma perceptível, uma vez que, em grande parte dos casos, estão anestesiados.

Os microchoques são menos difundidos que os macrochoques, porém, apesar de os valores de corrente serem menores (na faixa de μA), seus efeitos podem ser tão prejudiciais à saúde quanto os macrochoques, havendo casos relatados na literatura de mortes atribuídas a eles [ChSa79].

Podem ser encontradas normas de segurança em relação aos EEM, desde as que tratam dos requisitos para produção e certificação, até os detalhes de testes de verificação após manutenções corretivas ou preventivas. As instalações elétricas de ambientes hospitalares, em especial os locais críticos como centros cirúrgicos, também são objeto de normas de regulamentação. Existem, ainda, normas relacionadas com macrochoques, que definem limites seguros para uso da corrente elétrica no corpo humano. Entretanto, não há normas definidas que tratem especificamente de microchoques.

1.1 Descrição do Problema

Diversos esforços no sentido de minimizar os impactos de falhas elétricas foram propostos por engenheiros e administradores de hospitais desde 1971 [Frie71]. É possível resumir os resultados destes esforços destacando a adoção, em muitos países, das normas para fabricação de equipamentos e as normas para instalações. Em relação aos equipamentos, a IEC 60601, *Medical Electrical Equipment—Part 1: General Requirements for Basic Safety and Essential Performance* [Iec05a] e suas derivadas, publicada pela primeira vez em 1977, define os requisitos gerais para segurança básica e desempenho essencial dos EEM. Desde que foi publicada, a IEC 60601 passou por modificações, sendo que a versão mais recente é a 3.0, publicada em 2005. Em relação às instalações, a norma IEC 60364, *Electrical Installations of Buildings—Requirements for Special Installations or Locations—Medical Locations* [Iec02], mais especificamente a parte 7, seção 710, orienta os engenheiros sobre como projetar e executar obras em ambientes hospitalares.

Além das normas, os engenheiros atuantes nos hospitais criaram associações de engenharia clínica [Inst92] para, entre outras ações, promover e difundir métodos de gerenciamento dos EEM. Desta forma, foram difundidos e implantados nos hospitais programas de gerenciamento, manutenção preventiva, corretiva, calibração e ensaio de EEM. Porém, mesmo com os avanços nas normas de segurança e nos processos de fabricação e gerenciamento, os EEM continuam apresentando defeitos e produzindo riscos à saúde.

O principal problema a ser investigado nessa tese diz respeito ao gerenciamento de ocorrência de correntes diferenciais durante procedimentos cirúrgicos. Essas correntes diferenciais podem se tornar correntes de fuga que, caso circulem por pacientes, podem originar microchoques e trazer graves consequências aos pacientes sob seu efeito.

O gerenciamento de ocorrências de microchoques, compreende o reconhecimento de situações onde possa existir alto risco à saúde, a identificação do EEM que está causando a corrente diferencial e a avaliação das correntes diferenciais no sentido de identificar os momentos onde deve ocorrer a intervenção da equipe de engenharia clínica do CEC.

1.2 Motivações e Objetivos do Trabalho

Ainda que as normas de segurança de EEM e instalações elétricas específicas para ambientes hospitalares tenham evoluído, ainda é necessário um grande esforço para melhorar a segurança elétrica em procedimentos cirúrgicos, uma vez que os EEM ainda apresentam defeitos e microchoques podem acontecer. Além disso, a falta de soluções que abordem o tema deixa a sociedade descoberta nessa investigação.

O objetivo principal dessa tese é melhorar a segurança elétrica em procedimentos cirúrgicos. Para tanto é necessário a análise das correntes de possíveis microchoques e avaliar/classificar qual seria o impacto à saúde de um paciente se aquele(s) evento(s) fosse(m) de fato um microchoque. Também se busca avançar na efetiva detecção de microchoques e implementar uma forma de identificação automática dos EEM que estão produzindo a situação de risco. Os métodos de análise buscam dar luz às equipes de engenharia clínica sobre quais casos atender prioritariamente e, se devem ou não, intervir de alguma forma no procedimento médico sendo realizado. A identificação do EEM é primordial para ações de intervenção da equipe de engenharia clínica quando um evento de perigo à saúde ocorrer e para uma análise, ao longo do tempo, das correntes diferenciais do EEM, buscando identificar possíveis indícios de falha grave futura.

Em 2009, uma tese de doutorado [Spal09] propôs uma metodologia que pode ser utilizada para a detecção de corrente diferencial em EEM. Essa corrente diferencial pode originar uma corrente de fuga que, se por algum motivo circular por uma pessoa, pode causar um microchoque. Dessa forma, situações de risco de microchoques em pacientes puderam ser detectadas. Porém, inexistem mecanismos de análise para as FO de corrente diferencial, como escalas de periculosidade à saúde de microchoques. Uma identificação automática do EEM em falha é fator determinante para rápida e eficiente ação do CEC.

Com relação as normas, a IEC 60364 e suas correlatas no Brasil, definem um sistema específico de instalação elétrica isolada e sem alimentação referenciada ao Terra para serem usadas em centros cirúrgicos. Esse sistema, conhecido no Brasil como

sistema IT-Médico, atenua parte dos riscos elétricos em cirurgias, porém, mesmo com uso de supervisão de isolamanto conforme recomendado, existem situações de risco que não são cobertas pelo sistema IT-Médico.

1.3 Visão Geral do Trabalho Desenvolvido

Apenas com a detecção de riscos de microchoque, as equipes de engenharia clínica não conseguem saber qual evento deve ser atendido prioritariamente, nem tampouco, se devem ou não intervir de alguma forma. No caso de ser necessária a intervenção, não é possível a identificação do EEM que ocasionou o problema. Esta tese busca mitigar e propor uma metodologia que possa ser aplicada para identificar os eventos de risco de microchoque com maior potencial de dano à saúde. Essa classificação busca separar os eventos de outros produzidos pelo funcionamento normal de EEM.

Este trabalho complementa o já desenvolvido em [Spal09] e complementado por informações contidas em [SpAI04], [SMAI07] e [SpCB09]. Ele pode ser dividido em duas grandes partes: a criação de uma plataforma de referência para ser colocada dentro do centro cirúrgico e uma metodologia para analisar eventos de risco de microchoque. A plataforma de referência tem por objetivo coletar informações da supervisão elétrica em ambiente real de uso e facilitar o desenvolvimento da metodologia da análise das correntes diferenciais. A metodologia proposta para analisar eventos de risco de microchoque busca formas de identificar o potencial de dano à saúde de um evento de risco de microchoque. Um benefício adicional fornecido pela metodologia é a possibilidade de identificar casos de possíveis microchoques, avançando na efetiva detecção desse tipo de evento que pode causar grandes danos à saúde.

A plataforma de referência produzida realiza a identificação automática do EEM através do uso da tecnologia de identificação por rádio frequência (RFID), consegue supervisionar uma grande quantidade de EEM e encontra-se embarcada no painel de gases e tomadas utilizado em centro cirúrgico. Seu funcionamento embarcado permite que ocorra a supervisão elétrica do procedimento médico, não alterando a rotina do procedimento executado pela equipe médica. A supervisão simultânea de um grande número de EEM é capaz de atender casos de grandes cirurgias, onde mais de uma equipe médica é necessária, e permite que eventos simultâneos ocorrendo no paciente possam ser detectados. Esses eventos simultâneos são essenciais para avanços na detecção de microchoques e para a metodologia de classificação de dano.

A plataforma de referência desenvolvida é complementada por um software de apoio, executado em um PC, que pode ser localizado no CEC. Esse software permite que os eventos produzidos no centro cirúrgico sejam armazenados num Banco de Dados (BD), visualizados e analisados pelo Engenheiro Supervisor (ES). Ele utiliza escalas de periculosidade de microchoque, definidos durante a elaboração da metodologia de análise, para classificar os eventos capturados. Estas escalas de periculosidade levam

em consideração a corrente, o espectro de frequência e a similaridade entre formas de onda (FO) de eventos simultaneamente capturados.

1.4 Contribuições Originais da Tese

Cientificamente, esta tese contribui com a proposição de uma metodologia para análise de correntes de fuga de EEM, buscando identificar as de grande potencial de dano à saúde das que podem ser consideradas normais. A metodologia culminou em escalas de periculosidade à saúde de correntes de diferenças de EEM com base no valor da corrente, no espectro de frequência e na similaridade entre FO simultâneas. Registre-se que para correntes relacionadas a microchoques, não existiam até então estudos da periculosidade. Somente existem estudos e normas dos efeitos da corrente no corpo humano decorrentes de macrochoques.

A tecnologia de RFID foi utilizada para identificar equipamentos com possíveis falhas elétricas durante o seu uso em pacientes. A identificação de objetos com uso de RFID é largamente encontrada na literatura e amplamente dominada no Grupo de Software Embarcado (GSE) da Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul (PUCRS).

Outra contribuição é o desenvolvimento de uma plataforma de referência, projetada para funcionar embarcada no painel de gases e tomadas dos centros cirúrgicos e nos CEC dos hospitais. O funcionamento embarcado no painel permite que ocorra uma supervisão elétrica do ato médico sem qualquer alteração do procedimento sendo realizado. O software de apoio, parte da plataforma de referência executado no CEC, possibilita que o ES atenda o mais rápido possível as situações consideradas pelas escalas de periculosidade como as mais graves, deixando as demais para uma análise posterior.

A seguir estão destacados os principais resultados atingidos durante o desenrolar das atividades de pesquisa atinentes a esta tese de doutorado:

- identificação e avaliação de métodos matemáticos/estatísticos que possam ser utilizados para calcular a similaridade entre FO de corrente elétrica. Um resumo desse tópico pode ser encontrado na seção 2.3;
- estudo dos principais relatos de pesquisa em relação aos efeitos da corrente no corpo humano, produzidos por Charles F. Dalziel. Um resumo deste estudo constitui a seção 3.1;
- levantamento bibliográfico das normas de segurança em relação a EEM e de instalações elétricas especificamente utilizadas em centros cirúrgicos. Um texto resumindo as principais características dessas normas pode ser encontrado na seção 3.2
- revisão da literatura das principais pesquisas direcionadas à microchoques e riscos de microchoques, tanto em alta tensão (seção 3.3.1), quanto os decorrentes de corrente de fuga (seção 3.3.2);

- análise do valor da corrente para definir a periculosidade em casos relacionados a microchoques;
- definição de uma escala de periculosidade à saúde de pacientes com base no valor da corrente de um microchoque;
- análise do espectro de frequência de corrente, para definir a periculosidade com base na corrente em cada frequência, nos casos relacionados a microchoques;
- definição de uma escala de periculosidade à saúde de pacientes com base na corrente em cada frequência;
- análise do tempo de duração de fugas de corrente em ambiente hospitalar, com objetivo de definir um tempo médio de fugas que podem originar microchoques;
- análise de similaridade entre FO de corrente elétrica;
- análise de similaridade entre FO de correntes elétricas simultâneas, buscando definir a periculosidade com base na similaridade entre FO de corrente de simultâneas;
- definição de uma escala de periculosidade com base na similaridade entre FO de correntes de fuga simultâneas capturadas de EEM em uso;
- avanços na detecção de microchoques com base na similaridade entre FO de correntes de fuga simultâneas;
- definição de parâmetros para a configuração do funcionamento da plataforma de referência no ambiente hospitalar;
- identificação por meio de RFID do EEM que está com a corrente elétrica sendo supervisionada;
- desenvolvimento de uma plataforma de referência embarcada no painel de gases e tomadas, que realiza a supervisão elétrica de EEM, sem modificação do procedimento médico sendo realizado;
- divulgação dos resultados do trabalho realizado durante o desenvolvimento da tese através de publicações. As principais estão relacionadas na seção 6.3;
- difusão, no âmbito das instituições de ensino superior, do conhecimento pertinente à segurança elétrica em procedimentos cirúrgicos. Neste sentido foram realizados sete trabalhos de conclusão de curso de graduação e duas monografias de pós graduação relacionados com algum dos tópicos envolvidos nesta tese;

1.5 Organização do Documento

O restante do texto está dividido em quatro capítulos. O próximo capítulo apresenta conceitos gerais sobre eletricidade. São abordados fundamentos de eletricidade como sua origem, conceitos e unidades básicas e formas de representação. São apresentados, ainda, conceitos relacionados à segurança no uso da eletricidade, bem

como definições de macrochoques e microchoques. Fechando o capítulo, uma análise de métodos que podem ser utilizados na detecção de similaridade entre FO de corrente elétrica.

O capítulo três relata os trabalhos relacionados à segurança elétrica em procedimentos cirúrgicos. Inicialmente é realizada uma revisão dos trabalhos encontrados sobre choque elétrico (macrochoque), seu efeito no ser humano e como a variação da corrente, da tensão e da forma de onda influenciam nos danos causados pelo choque. Em seguida, são apresentadas as normas e padrões de segurança estabelecidos para a construção de EEM, bem como de instalações elétricas para ambientes hospitalares com maior risco à vida, como centros cirúrgicos e unidades de terapia intensiva. Fechando o capítulo, os trabalhos relacionados com o microchoque são apresentados. Eles abordam estudos realizados com correntes de 50 Hz ou 60 Hz e, também, em frequências maiores, até o limite de 1.000 Hz. Esses trabalhos podem ser divididos em microchoques originados a partir da corrente de fuga de EEM ou a partir de altas tensões.

O capítulo quatro detalha a plataforma de referência construída para captura e análise das formas de onda de correntes de fuga de EEM. Em seguida, descreve a metodologia proposta para análise da periculosidade dos eventos de risco de microchoque. São apresentadas as escalas de periculosidade produzidas: para o valor RMS da corrente, para a quantidade de corrente por frequência e para a similaridade entre formas de onda simultâneas. O capítulo seguinte apresenta os resultados obtidos nesta tese. Eles estão divididos em duas partes: a primeira contendo uma validação em relação aos valores e formas de onda capturadas com a plataforma de referência e a segunda contendo análise de dados coletados junto ao centro cirúrgico do HSVP.

Fechando o texto, encontram-se as considerações finais da tese, abordando as conclusões acerca do trabalho desenvolvido, uma relação das principais publicações derivadas da tese, bem como apontamentos para futuros direcionamentos da pesquisa na continuidade dos trabalhos.

2 CONCEITOS E DEFINIÇÕES

Neste capítulo são abordados fundamentos de eletricidade como sua origem, conceitos e unidades básicas e formas de representação. Caso o leitor já esteja familiarizado com estes conceitos, sugere-se que passe diretamente 2.2, onde são apresentados os tópicos relacionados a macrochoques e microchoques. O capítulo é complementado por uma descrição de métodos matemáticos que podem ser aplicados para cálculo da similaridade entre formas de onda de corrente elétrica.

2.1 Características da Corrente Elétrica

A eletricidade é uma forma de produzir energia. Quando controlada corretamente ela pode fazer muito do trabalho exigido para manter a sociedade em pleno funcionamento. Porém, quando não controlada ela pode se tornar destrutiva e potencial causadora de danos à saúde das pessoas [Fowl12]. Com o objetivo de usar a eletricidade de forma segura e em benefício das pessoas, um estudo sobre sua origem, formas de geração e descrição para análise se faz necessário. Conceitos como Volt (V), Ampere (A), corrente, tensão e frequência serão abordados.

2.1.1 A NATUREZA DA ELETRICIDADE

Os cientistas, ainda, estudam a estrutura da matéria, portanto, os conceitos a seguir são apenas suficientes para compreender a natureza da eletricidade no nível de um texto de ciência da computação. Toda a matéria do universo é composta de átomos que são os blocos básicos de construção da natureza. O núcleo de um átomo é composto de prótons e nêutrons, enquanto os elétrons giram ao redor do núcleo [Fowl12]. O número atômico (Z) de um elemento, que o diferencia dos demais, representa a quantidade de prótons existentes em seu núcleo [TiMo09]. Por exemplo, o número atômico do silício é 14 significando dizer que ele possui 14 prótons. Tanto prótons como elétrons possuem carga elétrica, porém, de polaridades opostas, enquanto os nêutrons são eletricamente nulos.

Um átomo estável, neutro ou em equilíbrio, possui a mesma quantidade de prótons (+) e elétrons (-). Uma das forças que mantém os elétrons orbitando núcleos atômicos é a força de atração entre as partículas opostas [Fowl12]. Os elétrons se situam em camadas, sendo que as mais externas sofrem menor atração do núcleo. Os da camada mais externa são chamados de elétrons de valência, considerados, por vezes, como elétrons livres. Em alguns materiais, ao se aplicar energia externa aos elétrons, eles tendem a se deslocar para camadas mais externas e, se for aplicada energia suficiente, os livres podem abandonar o átomo. O movimento dos elétrons livres produz a corrente elétrica num condutor metálico [Guss09].

A física clássica afirma que em condições normais a energia não pode ser criada nem destruída. Ela está disponível no universo em diferentes formas, como calor e luz, por exemplo. Quando se usa a energia elétrica ela não é destruída e, sim, convertida em outra forma [Fowl12]. Num processo no qual um corpo é carregado, a carga elétrica é transferida de um corpo para outro [YFFL09].

Existem diversas formas de se produzir energia elétrica pela ação do homem, sendo que mais de 95% da usada no mundo provém de geradores [Guss09]. Diversos meios podem ser usados para acionar geradores, dentre eles a energia hidráulica/hídrica (90% da energia usada no Brasil [NaLM12]), energia térmica com queima de combustíveis como carvão, gás natural ou biomassa, energia nuclear, geotérmica ou eólica. A transferência direta de calor em eletricidade, a geração fotovoltaica, o efeito piezoelétrico e fotoelétrico também são fontes potenciais para a produção de energia elétrica [Guss09], [NaLM12]. Segundo Guerrini [Guer03], o modo mais simples de representar um gerador é através de uma espira de fio condutor girando entre os polos norte e sul de um ímã, a força que faz com que a espira gire é proveniente da energia mecânica [Bold05].

2.1.2 FREQUÊNCIA, TENSÃO E CORRENTE

A corrente elétrica (I) corresponde ao movimento de partículas carregadas numa direção. Essas partículas podem ser elétrons livres ou íons (átomos em desequilíbrio elétrico, com número diferente de prótons e nêutrons). O movimento de íons ocorre mais facilmente em líquidos, gases ou no vácuo, restando aos sólidos o movimento de elétrons livres. A unidade de medida da corrente elétrica é o Ampere (A), que representa a quantidade de carga (Coulomb) passando por segundo.

A tensão elétrica aplicada em materiais condutores provoca a circulação da corrente. Esta tensão, também conhecida como diferença de potencial, uma vez que representa a diferença de potencial entre dois pontos, possui como unidade de medida o volt (V). O volt representa a relação entre Joule (unidade básica de energia) pelo Coulomb (unidade básica de carga). Por exemplo, uma tensão de 12V, significa que para um Coulomb de carga são fornecidos 12 Joules de energia [Fowl12].

A corrente que circula por meio de um condutor em apenas um sentido é denominada corrente contínua (CC ou DC). Isso ocorre devido as fontes de tensão, como, por exemplo, pilhas ou baterias, manterem a mesma polaridade aplicada ao condutor. As fontes podem mudar o valor aplicado ao condutor, mas se a polaridade for a mesma, a corrente irá fluir no mesmo sentido [Guss09].

Existem fontes de tensão que podem alterar periodicamente ao longo do tempo sua polaridade, invertendo o sentido da corrente da mesma forma. Por questões didáticas e históricas, por convenção, a corrente flui de um terminal positivo da fonte de tensão ao terminal negativo da fonte, percorrendo o circuito condutor. Quando o gerador de tensão altera sua polaridade, a corrente inverte seu sentido [Guss09], porém, mantendo a corrente e a diferença de potencial. Tanto a tensão quanto a corrente

alternam valores positivos e negativos, de forma cíclica. A corrente alternada é a encontrada comercialmente em residências e empresas. No Brasil, a corrente nos fios elétricos inverte a direção da corrente a cada 1/120 segundos (0,0083 s) [Fowl12].

2.1.3 FORMA DA ONDA ELÉTRICA

Ao analisar uma corrente ou uma tensão ao longo do tempo, pode-se usar o conceito de uma função matemática para descrever seu comportamento. Uma função $U = f(t)$, ou seja, U é uma função do tempo t . A representação gráfica dessa função, é chamado de forma de onda [BuLy06],[Cutl76]. Diversas formas de onda representando corrente ou tensão elétrica podem ser encontradas, sendo as principais mostradas na Figura 1.

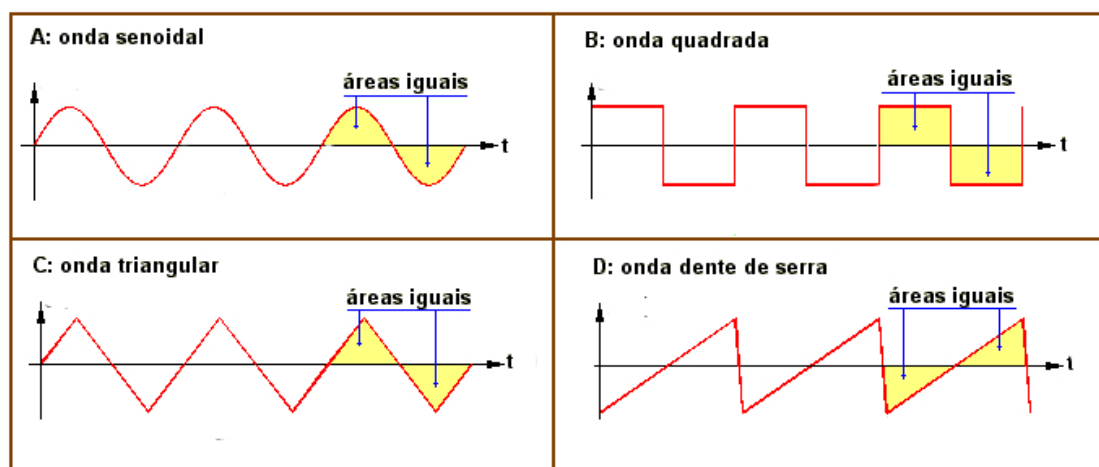


Figura 1: Formas de onda de corrente alternada extraída e modificada de [Nett00]

Por meio de circuitos eletrônicos apropriados, pode-se gerar cada uma das formas de onda apresentadas na Figura 1: ondas senoidal (a), quadrada (b), triangular (c) e dente de serra (d). São, também, encontradas ondas de pulso e retangulares [Cutl76]. Pode-se observar que as formas se apresentam repetidas, alternando valores positivos e negativos.

As formas de onda de corrente alternada possuem diversos parâmetros de interesse em sua análise: (a) Amplitudes, (b) período, (c) frequência, (d) valor médio e valor eficaz (rms). A Figura 2 ilustra alguns desses parâmetros, com base numa onda senoidal que representa a forma de onda da tensão elétrica e entregue às residências, indústrias, comércio e, principalmente, para esse estudo, aos hospitais.

O maior valor alcançado pela corrente ou tensão no período é conhecido como amplitude de pico positiva, na Figura 2 identificado como amplitude de pico. Há, também, a amplitude de pico negativa, similar à positiva, porém, de sinal contrário e a amplitude de pico a pico: valor absoluto de amplitudes entre as amplitude dos picos positivo e negativo [Cutl76]. A amplitude identificada na Figura 2 como rms representa o valor médio quadrático (RMS), também chamado valor eficaz.

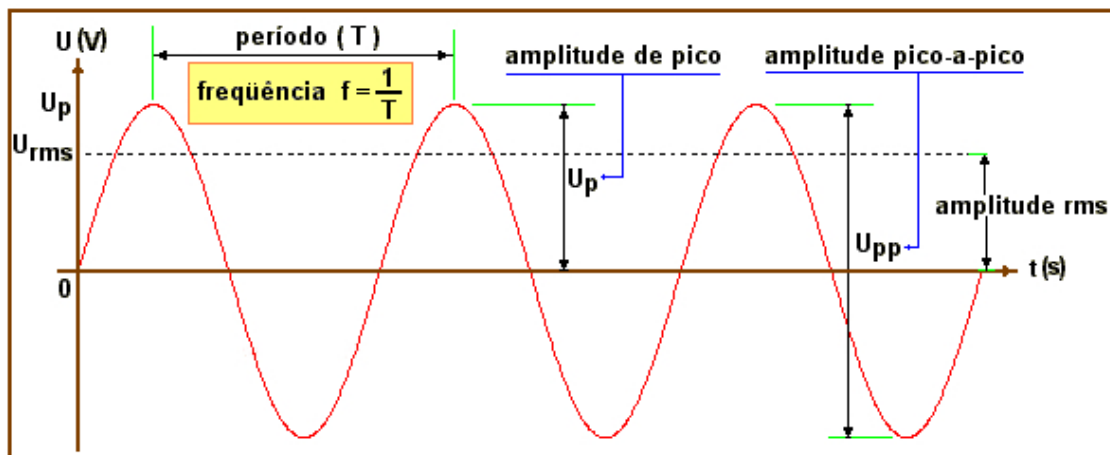


Figura 2: Forma de Onda Senoidal com parâmetros extraída e modificada de [Nett00]

As formas de onda de corrente ou tensão alternada, são muitas vezes, periódicas no tempo. Assim, período (T) de uma forma de onda é o intervalo de tempo entre dois pontos correspondentes. O período também pode ser entendido como o intervalo de tempo para ocorrer um ciclo completo de uma onda. A frequência (f) é o inverso do período, medido em Hertz (Hz) quando o período for de um segundo [BuLy06]. O Brasil adota a frequência de 60 Hz, ou, 60 ciclos por segundo.

O valor médio de uma forma de onda periódica é a média dos valores assumidos pela função periódica no período de tempo T [Cutl76]. No caso da forma de onda da Figura 2, o valor médio é nulo (0), assim como nas formas de onda de funções senoidais simétricas [Bess77].

O valor médio quadrático de uma forma de onda de corrente ou tensão alternada é o valor que provoca uma potência média dissipada num resistor tanto quanto em CC [Cutl76]. Em outras palavras, o RMS de uma forma de onda senoidal corresponde a mesma quantidade de corrente ou tensão contínua capaz de produzir a mesma potência de aquecimento da CA em questão [Bess77],[Guss09]. O valor eficaz de qualquer função senoidal é igual ao valor máximo (amplitude) dessa função dividido por $\sqrt{2}$ [TiMo09].

2.1.4 ONDAS SENOIDAIS

Apesar dos diferentes tipos de ondas, a mais importante para este estudo é a onda senoidal (conhecida como onda de seno ou senoide). O nome deriva da equação que a descreve, sendo dependente da função trigonométrica seno. Formas de onda senoidais são frequentes em eletricidade, pois boa parte da energia elétrica, é gerada e consumida em forma de correntes e tensões senoidais [BuLy06].

A onda senoidal é de grande interesse, pois pode ser combinada e originar ondas não senoidais, como uma onda quadrada, por exemplo. Uma forma de onda qualquer pode ser constituída de duas ou mais formas de ondas senoidais [Cutl76]. Essa teoria, introduzida por Jean-Baptiste Joseph Fourier, explica que cada onda pode ser

composta de uma onda fundamental somada a uma ou mais harmônicas. As harmônicas são as frequências que compõe o sinal e são múltiplas inteiras da frequência fundamental. Por exemplo, em uma forma de onda de 60 Hz, a fundamental será de 60Hz, e as harmônicas serão os múltiplos inteiros da fundamental (60 Hz, 120 Hz, 180 Hz e, assim, sucessivamente). A representação da fundamental e das harmônicas em um gráfico mostrando a amplitude (A) em relação a frequência (f) é denominada espectro do sinal [NiRi03], [OrCo04]. O espectro do sinal, ilustrando as frequências em que pode ser decomposta uma forma de onda qualquer, é chamada de espectro de frequência. Na Figura 3a são ilustradas as formas de onda da frequência fundamental e de duas ondas harmônicas, além da resultante.

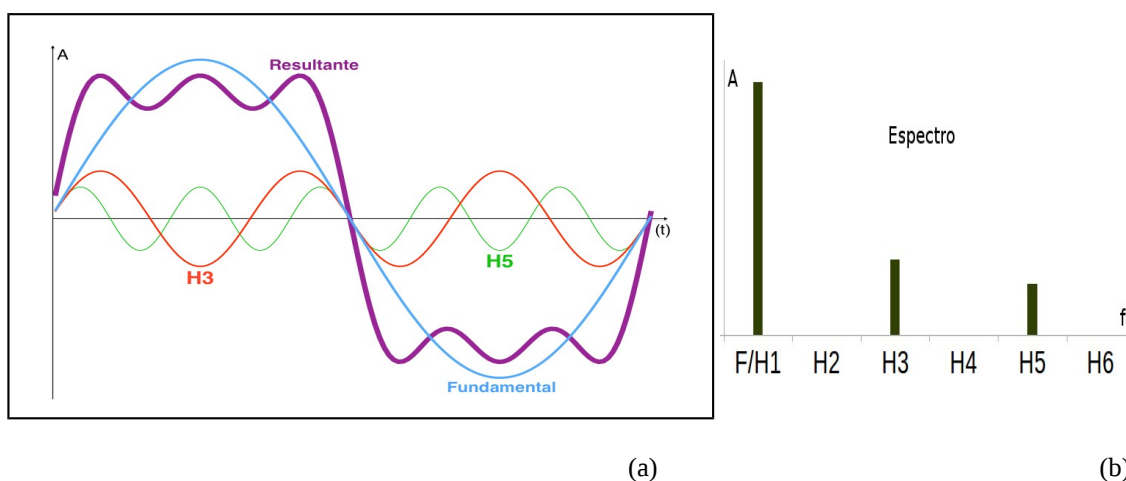


Figura 3: Forma de onda resultante, fundamental e harmônicas (esquerda). Espectro de frequência (direita), baseado em [Qsln00]

A forma de onda resultante, descrita na Figura 3a, é a soma das formas de onda fundamental com as duas harmônicas: três e cinco (H3 e H5). Para a ilustração, as harmônicas possuem uma amplitude relativa a fundamental de 30% e 20%, respectivamente. Caso não fossem valores menores, as amplitudes de pico das harmônicas seriam iguais a fundamental, dificultando a visualização. Na Figura 3b, o espectro de frequência da forma de onda resultante, ilustra os valores de pico de cada forma de onda componente da resultante.

A partir da Figura 3 pode-se notar que é possível visualizar formas de onda de duas maneiras: no domínio do tempo (Figura 3a) e no domínio de frequência (Figura 3b). A representação no domínio do tempo é mais comum, porém, para determinadas áreas de aplicação, a representação no domínio de frequência é mais simples e esclarecedora. No século XVIII Fourier demonstrou que uma função qualquer pode ser descrita por meio de cossenos e senos com diferentes amplitudes, frequências e fases. O processo de transformação de um sinal do domínio de tempo para o de frequência, pode ser realizado pela Transformada Discreta de Fourier (DFT).

A DFT decompõe uma forma de onda em fundamental e suas harmônicas. O valor da amplitude de cada harmônica no espectro de frequência gerado corresponde a amplitude de pico da harmônica/fundamental correspondente. Pode-se efetuar a DFT^{-1}

ou DFT inversa, realizando a transformação de um sinal do domínio de frequência para o domínio de tempo.

Usando ferramentas computacionais, a DFT pode ser calculada usando o algoritmo de Cooley-Tukey, obtendo assim a *Fast Fourier Transform* (FFT) [OpWN00]. O algoritmo de Cooley-Tukey é um algoritmo do tipo 'divisão e conquista' que obtêm melhor desempenho ($O(n \log n)$) [CLRS09] quando comparado com o algoritmo para a DFT ($O(n^2)$).

2.2 Segurança no trabalho com eletricidade

O uso da eletricidade permite a iluminação e o controle térmico de ambientes além de 'fazer funcionar' as mais diversas máquinas, praticamente em todos os lugares. Porém, o uso da eletricidade pode ocasionar efeitos não desejados, que devem ser evitados com o uso de práticas de segurança. Dentre os efeitos indesejados pode-se citar o choque elétrico, os incêndios, as explosões e os danos mecânicos [Fowl12]. Este trabalho está focado no choque elétrico, que pode causar danos graves à saúde, podendo, em certos casos levar um indivíduo a morte [Lee65], [BiLe80], [Hunt92], [Navy98], [Cawl03], [Nabo09].

Um choque elétrico, de acordo com Kindermann [Kind05], pode ser considerado como uma perturbação de natureza e efeitos diversos, que se manifestam no organismo humano, quando este é percorrido por uma corrente elétrica. Outro conceito, proposto por Nabours, é que o choque elétrico é o efeito imediato produzido pela passagem de uma corrente elétrica através de qualquer parte do corpo [Nabo09]. A ocorrência de um choque elétrico pode causar diversos efeitos, como sensação, dor, contração muscular, queimaduras, inibição dos centros nervosos (pode conduzir a parada respiratória), alteração no ritmo cardíaco (pode causar fibrilação ventricular), entre outros [Dobe97].

A resistência humana ao choque elétrico, provém, em sua maior parte, das características da pele. Quando a pele encontra-se seca e contínua (sem cortes ou queimaduras) $1,0 \text{ cm}^2$ possui resistência entre $15,0 \text{ K}\Omega$ e $1,0 \text{ M}\Omega$ [Olso09]. Dalziel cita valores mais restritos, entre $100 \text{ K}\Omega$ e $300 \text{ K}\Omega$ para $1,0 \text{ cm}^2$ [Dalz72]. Caso a pele encontre-se rompida ou úmida, a resistência cai para 1% desse valor [Dalz72],[Olso09]. Sem a proteção da pele, a resistência interna de partes do corpo varia, com valores significativamente mais baixos. Valores e informações sobre resistências a choques elétricos de tecidos e órgãos internos, são encontrados nos artigos de Moyle [Moyle00].

Vários fatores interferem na quantidade e intensidade dos efeitos de um choque elétrico. São eles [Dalz46]:

- O caminho percorrido pela corrente;
- Condição física da pessoa que sofre o choque;
- O valor de pico e RMS da corrente;
- A duração do choque;
- A frequência da corrente;
- A forma de onda da corrente;
- A fase do ciclo cardíaco.

A esses fatores podem ser somados a área e pressão de contato, a região do corpo humano afetada pelo choque e outras condições do indivíduo, como a existência de próteses metálicas e marcapasso [Kind05]. A lista de fatores não está ordenada, porém o valor RMS da corrente é um dos fatores preponderantes na determinação do dano causado pelo choque, complementado pelo caminho percorrido pela corrente e a frequência da corrente [Coll12].

2.2.1 MACROCHOQUE

Um macrochoque, segundo Kindermann, é aquele cuja corrente elétrica entra no corpo humano pelo lado externo [Kind05]. Segundo Dobes [Dobe97], é o choque ocasionado por contatos estabelecidos externamente ao corpo humano, onde a corrente entra pela pele, percorre o corpo e sai novamente pela pele [Jog06], [Olso09].

O macrochoque (choque elétrico) é alvo de estudo pela comunidade científica há muito tempo, sendo encontrados relatos de casos e estudos desde o século XVIII. Mais recentemente, no século XX diversos pesquisadores investigam os efeitos da corrente e da tensão no corpo humano. Um dos autores mais citados na literatura da área e autor de diversos artigos, Charles Dalziel, entre os anos de 1934 e 1972, fez estudos sobre valores de corrente e de tensão, a frequência, a forma da onda e o tempo de duração que causam maior dano aos seres humanos [Spal09]. Os trabalhos de Dalziel são tão relevantes que, recentemente, foi alvo de novo estudo com a (re)confirmação de suas idéias [Nabo09].

A norma IEC 60479, em sua parte 1, revisada em 2005, é o documento orientativo a engenheiros em relação a segurança elétrica e os danos que podem ser causados à saúde com o uso de corrente elétrica. Ela trata dos efeitos para a CC e CA (15 Hz a 100 Hz) e limites humanos para percepção, reação, controle muscular e fibrilação ventricular [Iec05b].

2.2.2 MICROCHOQUE

Um microchoque, segundo Kindermann, é aquele que ocorre no interior do corpo humano [Kind05]. Dalziel relata que 'correntes de microchoque' possuem valores na ordem de microamperes (μA), não perceptíveis a grande parte dos seres humanos. Os microchoques são diferentes dos macrochoques onde a corrente flui de fora do corpo humano [Dalz72]. Mesmo que os valores de corrente sejam baixos, eles podem trazer sérias consequências. Estudos da década de 1930 mostram que correntes, a partir de $67 \mu\text{A}$, quando passam através do músculo cardíaco podem produzir parada cardiorrespiratória [FKSW36].

Os microchoques normalmente são resultados de correntes de fuga ou diferenças de voltagem entre condutores aterrados. Eles ocorrem em circunstâncias que não podem ser relacionadas com macrochoques. Uma das fontes frequentes de corrente de fuga são EEM que possuem conexões elétricas entre o invólucro metálico (similar ao gabinete de computadores) e o paciente [Olso09]. Quando há algum problema com o equipamento ou com a instalação elétrica que o faz funcionar, uma corrente de fuga pode ser produzida, colocando o paciente em risco.

Um microchoque, segundo Moyle, pode ocorrer a partir de $10 \mu\text{A}$ e esses valores já podem iniciar arritmias cardíacas. O estudo de microchoque é importante para diversas áreas, entre elas nas unidades de terapia intensiva (UTI), em procedimentos médicos e cuidados com anestésias e em cirurgias torácicas [Moyl00]. Porém, em praticamente todos os procedimentos cirúrgicos, há riscos de ocorrerem microchoques, uma vez que a proteção natural da pele está rompida e a corrente elétrica pode fluir por vasos sanguíneos e tecidos até o coração.

Um microchoque pode ser mais perigoso que um macrochoque [Frie71]. Num macrochoque, apesar do valor da corrente ser maior, ela passa pela resistência natural da pele e dos tecidos. Por outro lado, um microchoque, mesmo com valores de corrente menores, a corrente pode fluir diretamente para o coração com menor resistência e proteção.

2.3 Análise da similaridade entre formas de onda

Pelo exposto neste capítulo, onde foram apresentados alguns conceitos sobre a eletricidade, evidencia-se que, caso seja detectada uma corrente elétrica indesejável capaz de produzir um microchoque, será necessário obter maiores informações sobre esta corrente. Uma destas informações é a FO da corrente diferencial de cada um dos EEM ligados ao paciente no momento da cirurgia. Se as FO dos EEM apresentarem alta similaridade, existe a possibilidade de que parte desta corrente esteja circulando pelo paciente. Desta forma, torna-se necessário conhecer métodos de como saber o quanto duas ou mais FO são similares.

Esta seção tem por objetivo investigar métodos que possam ser aplicados na detecção da similaridade entre formas de onda de corrente elétrica. Estes métodos, quando usados na comparação de correntes de fuga, podem indicar, com maior ou menor percentual, a similaridade entre correntes originadas por EEM.

2.3.1 TRABALHOS ENVOLVENDO ANÁLISE DA SIMILARIDADE ENTRE FORMAS DE ONDA

A comparação da similaridade entre ondas pode ser encontrada em estudos que buscam a comparação de ondas sonoras. Em geral, os trabalhos não descrevem de forma clara como a comparação é realizada. Na tese de Pampalk [Pamp06] são descritos métodos para comparar a similaridade de músicas, porém não são citados os métodos usados e nem como foram realizadas as comparações. Paulus e Klapuri compararam padrões rítmicos, usando a centroide espectral (frequência média do sinal ponderada pela amplitude de cada componente espectral) para comparar a similaridade dos padrões [PaKl02]. Ainda no espectro de frequência, Rahnamai, Cox e Gorman usaram a FFT para a captura da fundamental e das harmônicas de uma guitarra e comparar com um padrão, porém não foi informado o método utilizado para realizar a comparação [RaCG07].

Na busca por métodos de similaridade entre dados amostrais, diversos trabalhos são encontrados e usados nas mais variadas aplicações. A Distância de Bhattacharyya é aplicada para comparar o ruído em imagens [GoRD04] e o Coeficiente de Bhattacharyya é utilizado para analisar objetos em escala de cinza [KISA06], concluindo que este é limitado para calcular a similaridade de objetos em escala de cinza. O Coeficiente de phi é empregado para medir a diferença entre o ouvido esquerdo e o direito, verificando se um apresenta melhor audição em relação ao outro [Kuhn73]. O método do Root Mean Square Deviation (RMSD) é usado por Brüsweiler para comparar a similaridade entre pares de amostras estruturais de conjuntos moleculares [Brüs03].

O Coeficiente de Spearman é outro método para obter a similaridade entre conjuntos de dados amostrais. Lyerly realizou testes em relação ao número de amostras e a aplicabilidade de uso do coeficiente em hipóteses, realizando uma verificação do método, porém, não aplicando em nenhum caso prático [Lyer52]. Ele é utilizado para calcular a deficiência do braço, ombro e mão em pacientes com artrite reumatoide [OAFN05]. Este coeficiente é aplicado para calcular o número de movimentos da mão e o tempo gasto entre diferentes níveis de qualificações de médicos: cirurgiões em treinamento, especialistas júnior, especialistas sênior e consultores [DCMD02]. O Coeficiente de Spearman foi comparado com o de Kendall e o de Fisher-Yates, analisando-os em relação a diferentes quantidade de amostras de dados [FiHP57].

A correlação é o método de similaridade mais encontrado nos trabalhos pesquisados. Ela é usada para alinhar formas de onda [CoAr81], com os autores propondo e apresentando um algoritmo para reduzir o custo computacional no cálculo da correlação. Lin, Liu e Malik apresentaram um algoritmo que aprimora o método de

correlação, para distinguir entre uma corrente elétrica de energização (*inrush*) e diferentes tipos de falhas que possam acontecer em um transformador de energia elétrica [LiLM02]. O coeficiente de múltipla correlação é usado para calcular a similaridade entre formas de ondas em diferentes protocolos de análise de movimento [FeCC10].

A correlação também é usada em aplicações, como, por exemplo, para detectar arritmia através da análise de ondas, porém, não pressupõe que uma onda possa estar deslocada em relação à outra [ChLL05]. A correlação cruzada é usada para aprimorar a localização de terremotos, através da análise das ondas capturadas por sismógrafos ao longo dos anos [Shea97], [LiSH07].

2.3.2 MÉTODOS ANALISADOS PARA A COMPARAÇÃO DE SIMILARIDADE

Neste estudo foram analisados diferentes métodos para calcular a similaridade entre ondas, selecionados a partir dos trabalhos encontrados na literatura. Dentre eles destacam-se a Correlação de Pearson, o Coeficiente de Phi, a Distância de Bhattacharyya, o Coeficiente de Spearman e o Root Mean Square Deviation (RMSD).

A Correlação de Pearson é um método para calcular a relação linear e a direção entre duas variáveis. Foi fundamentada por Karl Pearson (Londres, 27 de Março de 1857 - 27 de Abril de 1936), um pesquisador da área de estatística. Ela é expressa por meio de um coeficiente: o Coeficiente de Correlação de Pearson [FiJu10].

O Coeficiente de phi é outro método introduzido por Karl Pearson, usado para mensurar a associação entre duas variáveis binárias, exige que as variáveis sejam dicotômicas (Sim/Não, Morto/Vivo, Verdadeiro/Falso) para ser utilizado [Warr08].

A Distância de Bhattacharyya é uma medida de semelhança entre duas distribuições. Seu nome deriva do estatístico indiano Anil Kumar Bhattacharyya (01 de Abril de 1915 - 17 de Julho de 1996). É utilizada para diferentes finalidades, como por exemplo: reconhecimento de padrões, determinar a proximidade de duas amostras, medida de divergência entre variáveis, entre outras [KISA06].

O Coeficiente de Spearman determina o grau de associação entre duas variáveis. Ele possui o nome derivado de Charles Spearman (10 de Setembro de 1863 - 7 de Setembro de 1945), psicólogo inglês reconhecido pelo trabalho na área de estatística [LiNe06].

O Desvio Quadrático Médio (RMSD) é uma medida empregada para o cálculo da diferença entre os valores previstos e os valores reais. O RMSD pode, também, medir a diferença entre dois conjuntos de valores, possibilitando calcular a distância média entre dois objetos [Brüs03].

Dentre os métodos estudados, o Coeficiente de Phi e a Distância de Bhattacharyya não apresentaram resultados iniciais satisfatórios e foram descartados do estudo. Esses métodos não conseguiam determinar um valor referente a similaridade

entre duas ondas. Os demais métodos demonstraram ser compatíveis com a pesquisa e foram aprofundados.

2.3.3 CORRELAÇÃO DE PEARSON

A Correlação de Pearson é um método que determina a similaridade entre duas variáveis. É expressa através do Coeficiente de Correlação de Pearson (r), o qual resulta em valores entre -1 e 1. Para uma similaridade máxima o coeficiente deve informar 1; os valores próximos a um (negativo ou positivo) indicam uma forte relação. O sinal mostra o sentido dessa relação, é positivo quando as variáveis se relacionam em uma mesma direção e negativo quando uma variável aumenta e a outra diminui. O coeficiente (Equação 1) resulta em 0 quando não há similaridade entre as variáveis e valores próximos a zero indicam que há pouca relação [LoLo10].

$$r = \frac{1}{n-1} \sum_{n=1}^n \left(\frac{x_i - \bar{X}}{S_x} \right) \left(\frac{y_i - \bar{Y}}{S_y} \right) \quad (1)$$

Onde:

n representa o número de amostras;

x_i representa um valor da primeira amostra;

\bar{X} representa a média padronizada do primeiro conjunto de amostras;

y_i representa um valor da segunda amostra;

\bar{Y} representa a média padronizada do segundo conjunto de amostras;

S_x representa o desvio padrão do primeiro conjunto de amostras;

S_y representa a desvio padrão do segundo conjunto de amostras;

De posse do coeficiente, é importante a análise do valor encontrado. Como o coeficiente apresenta valores entre -1 e 1 (valores extremos para o coeficiente 0 e 1 são difíceis de serem obtidos), um coeficiente de 0,4 não pode ser interpretado com 40% de similaridade. Para a análise do coeficiente, tabelas de comparação devem ser utilizadas. Tabelas de comparação para o coeficiente de Pearson podem ser encontradas em [CoKa05], [LeFo11].

2.3.4 COEFICIENTE DE SPEARMAN

O Coeficiente de Spearman (ρ), também conhecido como Coeficiente de Correlação de Postos de Spearman [LoLo10], tem a finalidade de medir a associação entre duas variáveis quando alguma delas possuir dados distorcidos. A Equação 2 mostra o cálculo do coeficiente.

$$\rho = \frac{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})(y_i - \bar{y})}{\sqrt{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2 \sum_{i=1}^n (y_i - \bar{y})^2}} \quad (2)$$

Onde:

n representa o número de amostras;

x_i representa um valor da primeira amostra;

\bar{x} representa a média aritmética do primeiro conjunto de amostras;

y_i representa um valor da segunda amostra;

\bar{y} representa a média padronizada do segundo conjunto de amostras;

O coeficiente de Spearman assemelha-se ao coeficiente obtido com a Correlação de Pearson na interpretação e nos valores retornados, uma vez que também retorna valores entre [-1; 1], onde valores próximos a 1, ou -1, demonstram uma associação maior e valores próximos a 0 mostram pouca associação.

A interpretação do coeficiente de Spearmann, assim como o coeficiente de correlação de Pearson, não é direta. Sobre o assunto, duas propostas de escala foram encontradas. A primeira, por Levin J. Fox JA [LeFo11], indica que os valores entre 0 e 0,1 não possuem correlação; entre 0,1 e 0,3, uma correlação fraca; de 0,3 a 0,6, uma correlação moderada e, acima de 0,6, uma forte correlação. A segunda proposta é de Costa, SF [CoKa05], aponta que valores até 0,25 não há relação; entre 0,25 e 0,50, uma relação fraca; de 0,50 a 0,75, uma relação média e, acima de 0,75, uma relação forte.

2.3.5 RMSD

O *Root Mean Square Deviation* (RMSD), em português Desvio Quadrático Médio, compara a diferença entre um padrão e um conjunto de dados. Por vezes, esse método é conhecido como *Root Mean Square Error* (RMSE). A Equação 3 descreve a forma de cálculo do RMSD.

$$RMSD = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (x_i - y_i)^2}{n}} \quad (3)$$

Onde:

n representa o número de amostras;

x_i representa um valor da primeira amostra;

y_i representa um valor da segunda amostra;

Na interpretação dos resultados obtidos, um valor de RMSD difere da Correlação de Pearson e do Coeficiente de Spearman, uma vez que gera um valor absoluto de erro. Um valor igual a zero indica que não há diferença entre as variáveis. À medida que o valor do erro se afasta de zero, a diferença entre as variáveis aumenta [LoLo10]. Quanto maior o RMSD pode-se dizer que maior é a diferença entre os valores. Não foram encontradas escalas que proporcionem uma comparação de valores do RMSD em relação à similaridade das amostras.

2.3.6 DESLOCAMENTO NO TEMPO

Foi observado que em alguns casos reais os métodos informavam baixa similaridade, porém através da análise visual de suas formas de onda foi possível perceber que eram similares, contudo, estavam deslocadas no tempo uma em relação à outra. O deslocamento de ondas elétricas é comum, uma vez que elas, em algumas vezes, não são adquiridas no mesmo instante.

Para os métodos serem aplicados no cálculo da similaridade foi implementado um deslocamento no eixo do tempo. Dessa forma, uma das ondas é mantida sem deslocamento, enquanto outra é deslocada ponto a ponto. A Figura 4 ilustra um exemplo de deslocamento.

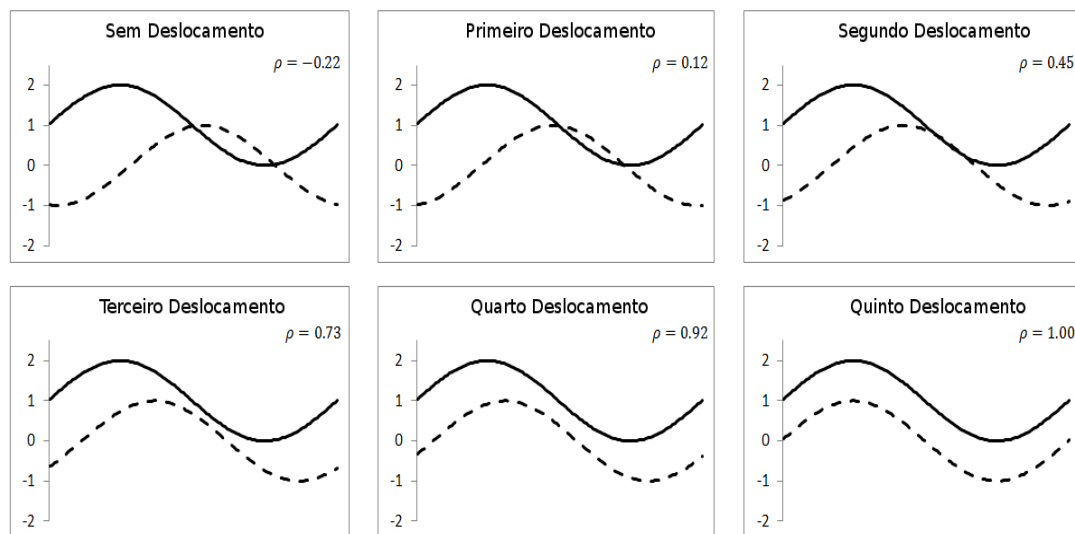


Figura 4: Exemplo de deslocamento de ondas para comparação de similaridade

Para exemplificar o deslocamento apresentado na Figura 4 será usado o Coeficiente de Spearman (ρ). Sem deslocamento, a similaridade é visualmente baixa ($\rho = -0,22$). Ao efetuar sucessivos deslocamentos a similaridade inicialmente diminui ($\rho = 0,12$), porém em seguida, ela aumenta ($\rho = 0,45$, $\rho = 0,73$ e $\rho = 0,92$). Por fim, após executar vários deslocamentos, pode ser visualizado que as FO são as idênticas, apenas a superior (linha contínua) possui valor maior que a inferior (pontilhada). Isso pode ser comprovado pelo coeficiente de Spearman, que resulta em similaridade máxima ($\rho = 1$).

Na utilização do deslocamento, o cálculo dos métodos deve ser executado com os valores em suas posições originais e o resultado armazenado. Em seguida, um deslocamento deve ser realizado e o cálculo executado novamente, sendo o resultado comparado com o valor obtido anteriormente. O cálculo deve se estender até a última posição de valores amostrados para a onda e, ao final, o valor de maior similaridade é o resultante.

3 TRABALHOS RELACIONADOS

Neste capítulo são apresentados os trabalhos relacionados a segurança elétrica em procedimentos cirúrgicos. Inicialmente é realizada uma revisão dos trabalhos encontrados sobre choque elétrico (macrochoque), seu efeito no ser humano e como a variação da corrente, da tensão e da forma de onda influenciam nos danos causados pelo choque.

Em seguida, aborda-se normas e padrões de segurança estabelecidos para a construção de EEM, bem como de instalações elétricas para ambientes hospitalares com maior risco à vida, como centros cirúrgicos e unidades de terapia intensiva.

Fechando o capítulo, os trabalhos relacionados com o microchoque são apresentados. Eles abordam estudos realizados com correntes de 50 Hz ou 60 Hz e, também, em frequências maiores até o limite de 1.000 Hz. Esses trabalhos podem ser divididos em microchoques originados a partir da corrente de fuga de EEM ou a partir de altas tensões. Ressalta-se que o foco desta tese é o microchoque que pode ser ocasionado por correntes de fuga, em especial as ocorridas durante procedimentos cirúrgicos.

3.1 Efeitos do choque elétrico em seres humanos

Charles F Dalziel (1904-1986) produziu diversos artigos que auxiliaram a comunidade científica em questões relacionadas aos efeitos da eletricidade no corpo humano. Conduziu muitos experimentos, em humanos e em animais, onde conseguiu determinar limites de correntes e tensões para diferentes tipos de manifestação de efeitos da eletricidade.

Dentre os artigos relacionados com essa tese, pode-se destacar 16 artigos, publicados entre os anos de 1941 e 1972. Esses artigos podem ser divididos em dois grupos: os que analisam os efeitos e danos da eletricidade no corpo humano (14) e os que buscam mecanismos de proteção com objetivo de minimizar as consequências de choques elétricos (4). Alguns dos artigos podem abordar assuntos de ambos os grupos e, dentro dos trabalhos do primeiro grupo, existe um conjunto especial de artigos que falam especificamente de correntes elétricas que podem levar à morte (5).

Dentre os diferentes tipos de manifestação da eletricidade em seres vivos, Dalziel buscou trabalhar com até quatro faixas: percepção, reação, capacidade de saltar e fibrilação ventricular.

Na percepção em CC é sentido um ligeiro calor, enquanto em CA uma ligeira sensação de formigamento. A eletricidade capaz de provocar uma reação involuntária inesperada, podendo causar um acidente por meio de um efeito secundário (derrubar sobre si uma frigideira com óleo quente ou cair de uma escada) é classificado por

Dalziel como reação. A capacidade de soltar está relacionada com a eletricidade capaz de impedir que um sujeito solte um determinado objeto, permanecendo 'congelado' junto a origem do choque elétrico. Este efeito, por impedir uma reação natural de proteção, pode causar danos mais graves à medida que o tempo passa e o dispositivo de proteção não desligue a energização. O efeito mais grave da eletricidade no corpo humano estudado por Dalziel é a fibrilação ventricular, onde em termos práticos o sangue para de circular. Quando o coração humano começa a ter fibrilação ventricular, raramente se recupera espontaneamente. Com o aumento da eletricidade, podem ocorrer outros efeitos como parada cardíaca, inibição respiratória, danos irreversíveis ao sistema nervoso, queimaduras graves e inconsciência [Dalz72].

Os primeiros dois artigos relacionados de Dalziel [DaLa41], [DaLT41] tratam de efeitos em geral, para CA de 60 Hz e CC. Eles analisam em especial os efeitos do controle muscular. Em seguida, são encontrados dois trabalhos analisando frequências limites e FO para capacidade de soltar [DaOA43], [Dalz43]. A frequência foi estudada em relação à percepção [DaMa50], sendo analisado, também, o limite de corrente para a percepção [Dalz54]. Um texto relacionando os perigos de macrochoques curtos pode ser encontrado em [Dalz53]. Esses trabalhos foram complementados e sumarizados num artigo que define faixas limites de corrente e tensão para diferentes tipos de manifestação de efeitos da eletricidade. A Tabela 1 descreve os efeitos fisiológicos da corrente no corpo humano, proposta por Dalziel [Dalz56].

Tabela 1: Efeitos da corrente de 60 Hz em homens em mA, adaptada de [Dalz56]

Efeito	Homens (em mA)	Mulheres (em mA)
Sem sensação na mão	0,4	0,3
Leve formigamento – Limite da percepção	1,1	0,7
Choque – não doloroso e controle muscular mantido	1,8	1,2
Choque doloroso – dor, porém controle muscular mantido	9	6
Choque doloroso – Limite da capacidade de soltar	16	10,5
Choque severo e dor – contrações musculares, dificuldade de respirar	23	15
Possível fibrilação ventricular para choques curtos:		
Duração do choque 0,03 segundos	1000	1000
Duração do choque 3,0 segundos	100	100

Dalziel ainda complementa as informações da Tabela 1, indicando que os valores apontados para fibrilação ventricular, se multiplicados $2\frac{3}{4}$ levam a morte certa, dependendo da fase do ciclo cardíaco. Esses seriam os casos da corrente do choque atingir 2.750 mA por 0,03 s ou 275 mA por pelo menos 3 s.

Trabalhos que buscam analisar correntes elétricas fatais começam a surgir em [Dalz46]. Nesse trabalho, o autor busca prever CC e CA que podem vir a se tornar fatais, possivelmente por meio de fibrilação ventricular. Um artigo sobre o limite da corrente de 60 Hz para fibrilação [Dalz60], seguido de dois envolvendo correntes elétricas fatais seguem a linha de danos graves à saúde [DaLe68], [DaLe69]. Estas

análises culminam num artigo que engloba os danos à saúde e mecanismos de proteção [Dalz72]. Este artigo (re)define os limites de corrente para percepção, reação, capacidade de soltar e fibrilação ventricular, além de análises de baixas tensão (120 V / 240 V) a frequências comerciais (50 Hz / 60 Hz).

Trabalhos que objetivam formas para minimizar possíveis danos à saúde decorrentes de choques elétricos são encontrados a partir de [Dalz47]. Neste trabalho, são reunidas estatísticas de acidentes envolvendo eletricidade em vários países; são discutidos os efeitos da corrente elétrica e abordados meios para tratar as vulnerabilidades. Os trabalhos de segurança elétrica seguem em [Dalz62], onde o autor fala sobre questões relacionadas ao aterramento de segurança e suas vulnerabilidades, assim como elementos de segurança em ferramentas elétricas. Neste artigo, o disjuntor diferencial é pela primeira vez citado, incluindo um modelo funcional descrito e sugerido o seu uso em hospitais. Na sequência, o trabalho [Dalz70] discute a adoção de diversos modelos de disjuntores diferenciais, analisando sua segurança em relação a choques elétricos.

O artigo publicado por Dalziel em 1972, além de tratar de efeitos da corrente no corpo humano, fala de situações e locais de maior risco do uso da energia elétrica. Um detalhado estudo do ambiente hospitalar pode ser encontrado, concentrando-se em problemas relacionados a macrochoques e microchoques. No texto ele comenta sobre o reduzido número de relatos de acidentes mais graves a partir de microchoques, sendo que a causa mais comum de morte é por fibrilação ventricular. O autor sustenta que a fibrilação ventricular é um sintoma que pode ocorrer devido ao estado de saúde do paciente, mesmo sem a ocorrência de macrochoque ou microchoque. Dessa forma, muitos dos casos mais graves podem ter sido classificados como de origem natural e não por efeito da corrente elétrica. Nos cuidados específicos de microchoque, o trabalho destaca que correntes de fuga, uma das origens de microchoques, podem ser produzidas a partir de capacitâncias parasitas, encontradas nas instalações elétricas ou em transformadores de isolamento. O trabalho inicia ainda uma discussão acerca da necessidade de sistemas isolados por transformadores a fim de minimizar a possibilidade de falhas elétricas se transformarem em acidentes graves [Dalz72].

Neste trabalho é destacado que o cuidado com eletricidade em hospitais deve ser maior que em residências ou ambientes comerciais. Os pacientes podem, em muitos casos, estar inconscientes ou impossibilitados de reagir, dificultando o diagnóstico de que algo errado está acontecendo. Além disso, os pacientes por estarem doentes podem estar sem condições de suportar pequenas correntes que, numa pessoa saudável possivelmente não causariam maiores problemas. Nesse sentido Dalziel reporta que somente um processo com manutenções preventivas periódicas pode minimizar os problemas elétricos. Porém, mesmo com um processo constante de monitoramento, os equipamentos continuam apresentando defeito, os cabos de alimentação e proteção de aterramento continuam se rompendo e as tomadas continuam com os contatos sendo quebrados. Essas situações muitas vezes passam despercebidas, sendo descobertas apenas quando ocorre acidente envolvendo eletricidade [Dalz72].

Os trabalhos de Dalziel são ainda uma referência nesta área, sendo que, recentemente, foram publicados artigos que usam as equações por ele definidas e as expandem para situações específicas. Nesse sentido, destaca-se o trabalho de Nabours que usa a equação proposta por Dalziel para prever fibrilação ventricular e a extrapola para uso com pacientes de diferentes pesos. Além disso, novos relacionamentos são realizados, envolvendo a tensão e a energia necessárias para causar fibrilação ventricular [Nabo05], [Nabo09].

Os trabalhos de Dalziel foram fundamentais para a descoberta dos limites humanos para suportar choques elétricos. Além disso, suas equações e relações são ainda utilizadas, balizando normas internacionais de segurança. A maior parte da obra de Dalziel foi destinada a questões relacionadas a macrochoques, que não é o foco desta tese. Embora alguns trabalhos avancem nos perigos de microchoques, não foram criadas escalas de periculosidade para microchoques em relação a corrente, frequências e ou formas de onda. Seu trabalho mais referenciado em artigos e patentes, segundo o IEEEExplore, ainda cita que:

Unfortunately no automatic mechanisms are available for protection against microshock currents, and reliance is placed upon excellence in design, materials, construction, and maintenance of isolation transformers, instruments, and proper grounding. [Dalz72], p.48.

Esta afirmação reforça ainda mais o desenvolvimento desta tese, buscando encontrar escalas de periculosidade para microchoques e avançar na detecção automática de microchoques a fim de melhorar a segurança elétrica em procedimentos cirúrgicos.

3.2 Normas de Segurança Elétrica

Desde o ano de 1971, a partir de um trabalho de Friedlander [Frie71], diversos esforços da comunidade científica em relação a segurança elétrica em hospitais foram realizados. Os esforços resultaram em diversas normas de segurança, tanto na parte de instalações elétricas de ambientes hospitalares, quanto no quesito da segurança de equipamentos eletromédicos. As normas buscam, entre outros objetivos, minimizar o impacto de possíveis falhas elétricas, e, conseqüentemente, a ocorrência de eventos de microchoque. Pode-se dividir essas normas em três grandes grupos: a) as relacionadas com instalações elétricas; b) as relacionadas com efeitos da corrente passando pelo corpo humano; c) as relativas a equipamentos eletromédicos.

A norma IEC 60364 trata de instalações elétricas em edificações. A parte sete contém os requisitos para localizações especiais, sendo que na seção 710 o foco é

específico em locais de tratamento médicos, incluindo centros cirúrgicos [Iec02]. Ela determina a adoção de um sistema de alimentação isolado para centros cirúrgicos, em especial onde são ligados equipamentos que dão suporte à vida, conhecido como sistema IT. Pode-se encontrar, em instalações anteriores a 1999, outros sistemas de alimentação em centros cirúrgicos, como o sistema TN-S. Nesse sistema há um condutor de alimentação com tensão que pode provocar choque elétrico (fase) e outro com tensão nula (neutro), que não produz risco em instalações bem conservadas. No TN-S o condutor de proteção (PE) é ligado separadamente do condutor neutro. No sistema IT, os condutores de alimentação não possuem tensão referenciada ao condutor de aterramento. Isto significa que ao colocarmos a mão no condutor de aterramento e a outra em qualquer um dos condutores de alimentação, nenhuma corrente perigosa circularia pelo nosso corpo. No Brasil, a NBR 5410 [Abnt04a] descreve o sistema IT como Esquema IT de Aterramento, enquanto a NBR 13534 [Abnt08], que recomenda a adoção desse esquema para uso médico, o chama de sistema IT-Médico, denominação que será adotada neste trabalho.

A motivação para a adoção de um sistema IT num ambiente médico é que no sistema TN-S convencional, uma primeira falha elétrica causaria uma interrupção da alimentação elétrica durante uma cirurgia, desarmando o disjuntor de proteção. Por falha elétrica aqui se entende um contato indevido do condutor fase com um ponto aterrado. Além disso, esse contato acidental pode produzir uma faísca, que poderia iniciar fogo devido a alguns gases anestésicos utilizados, que são inflamáveis (atualmente, raramente são utilizados anestésicos inflamáveis). O sistema IT, por não ser referenciado ao condutor terra, um contato acidental de um condutor de alimentação com o terra não provocaria faísca. Porém, mantido esse contato, um segundo contato de outro condutor poderia produzir a mesma falha descrita no sistema TN-S no primeiro contato, provocando o desligamento da energia pelos disjuntores de proteção. Para aumentar a segurança desse sistema IT, na década de 1990 foi adicionado ao transformador isolador um Dispositivo Supervisor de Isolamento (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 50 K Ω [Spal09]. A Figura 5 ilustra um sistema IT-Médico com DSI.

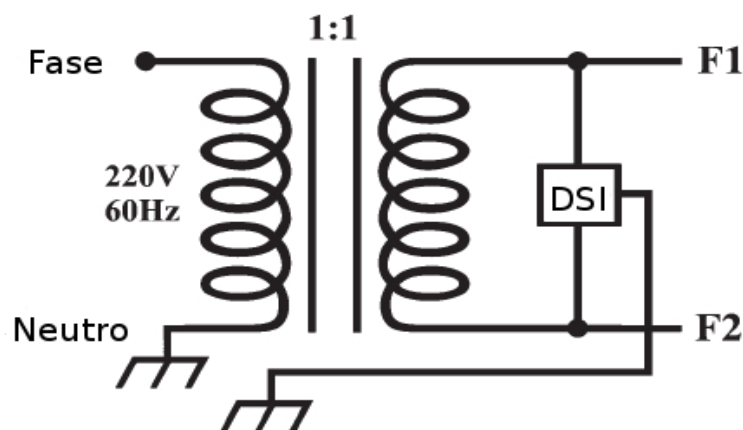


Figura 5: Sistema IT-Médico: sistema isolado com DSI, adaptado de [SpCB09]

Na Figura 5, pode ser visualizado no lado esquerdo uma instalação que utiliza um sistema TN-S, e no lado direito um sistema IT-Médico, monitorado por um DSI. Os condutores de alimentação do sistema IT-Médico não são chamados de fase ou neutro, mas de F1 e F2. Em países como Canadá, Japão e Estados Unidos da América, o DSI é substituído pelo *Line Monitoring Devices* (LIM), que realiza a supervisão de impedâncias (indutâncias e capacitâncias), diferentemente do DSI, que supervisiona apenas as resistências.

As capacitâncias parasitas, que surgem no transformador de separação, são produzidas entre cada um dos condutores F1 e F2 do secundário e o condutor neutro ou a blindagem eletrostática, que estão aterrados. As relativas ao condutor neutro são oriundas do processo de fabricação, principalmente influenciadas pelo tipo de enrolamento utilizado. A blindagem caracteriza-se pela presença de uma fina e larga fita de metal, normalmente de cobre, a qual é disposta sobre o enrolamento primário, uma exigência da NBR 13534. Há também as capacitâncias produzidas pelos condutores e eletrodutos, que surgem pela proximidade dos condutores de alimentação F1 e F2 com o condutor de proteção PE e com o eletroduto metálico, normalmente aterrado. Além das capacitâncias parasitas, há, ainda, as capacitâncias dos filtros de linha dos EEM, utilizados para melhorar a imunidade ao ruído eletromagnético transmitido pelos condutores de alimentação. Por fim, há também as capacitâncias parasitas nos circuitos eletrônicos dos EEM, entre seus componentes eletroeletrônicos e o gabinete ou partes acessíveis ao corpo clínico e paciente [Spal09]. Todas estas capacitâncias, quando somadas, podem tornarem-se um caminho perigoso para a ocorrência de microchoque.

O sistema IT-Médico foi considerado seguro para proteger em relação ao choque elétrico num primeiro momento, pois, não havendo um condutor fase referenciado a um ponto aterrado, a corrente elétrica não fluiria entre o fase e o ponto aterrado. Entretanto, isso não corresponde à realidade, porque existem capacitâncias parasitas no transformador de separação, na distribuição dos condutores em seus eletrodutos e nos equipamentos médicos, além das capacitâncias de filtros de linha [Spal09].

A norma IEC 60479 trata dos efeitos da corrente em seres humanos e animais domésticos. A primeira parte da norma (aspectos gerais) trata dos efeitos da corrente com frequências variando entre 15 Hz e 100 Hz. O principal risco abordado é com a fibrilação ventricular, que pode ocorrer com frequências de 50 Hz ou 60 Hz, que são as mais comumente encontradas [Iec05b] em instalações elétricas de residências, locais comerciais ou de cuidados com a saúde. A parte dois, aspectos particulares, trata dos efeitos da corrente em frequências acima de 100 Hz. Além disso, ela detalha os efeitos da corrente com ondas senoidais de 50/60 Hz adicionadas a componentes de corrente contínua [Iec05c].

A norma define questões como a resistência da pele a choques elétricos, assim como os limites humanos para: a percepção da corrente (*perception threshold*), o controle muscular (*let-go threshold*) e fibrilação ventricular (*fibrillation ventricular threshold*). A IEC 60479-2 apresenta curvas contendo os fatores de frequência para os

limites citados com frequências variando entre 50/60 Hz até 1.000 Hz. Para frequências acima de 1.000 Hz, nem todas as curvas estão disponíveis, estando ainda em estudos. A IEC 60479-1 apresenta também o limite para reação e imobilização.

A norma IEC 60479 trata de efeitos de choques elétricos, especificamente macrochoques, onde a corrente flui de fora do corpo humano (seção 2.2.1). Diversas citações a trabalhos e equações propostas por Dalziel podem ser encontradas, embora alguns limites definidos por ele [Dalz72] sejam diferentes dos que constam da norma. Por exemplo, a norma IEC60479-1 [Iec05b] não define um valor de corrente limite para a percepção, enquanto Dalziel reporta que esse limite é de 1,1 mA para homens e 0,7 mA para mulheres. Outra diferença está no limite de fibrilação ventricular para correntes em 60 Hz, sendo que Dalziel propõe um limite de 100 mA para choques com duração superior a 3s [Dalz56] e a norma IEC60479-1 define como 50 mA para choques com pelo menos 1 s e 40 mA para choques com mais de 3 s. O trabalho mais recente de Dalziel condiciona o limite ao peso e o tempo de exposição [Dalz72].

A norma IEC 60479 trata especificamente da periculosidade da corrente passando pelo corpo humano, analisando variações de valores RMS de corrente, do tempo de exposição ao choque e de valores de corrente em cada frequência. Porém, a norma é referente aos efeitos de macrochoques, considerando a resistência da pele, o que é diferente desta tese, onde o foco é o microchoque que pode ocorrer durante procedimentos cirúrgicos. A norma estuda, também, a periculosidade relacionada à forma de onda, porém ela não faz menção sobre à análise de similaridade entre duas formas de onda de corrente que podem estar passando por um paciente.

A norma IEC 60601 trata especificamente sobre equipamentos eletromédicos, contendo, na primeira parte, requisitos gerais para segurança básica e desempenho [Iec05a]. A norma é amplamente aceita como medida de desempenho de EEM e a compatibilidade com a parte um (1) têm se tornado um requisito para a autorização de comercialização de equipamentos eletromédicos em diversos países [Turn07]. Ela foi publicada pela primeira vez em 1977, teve uma segunda edição revisada em 1988 e, em 2005, a terceira edição foi publicada. A 3ª edição apresenta adições em relação a segunda, dando um enfoque mais importante nos riscos dos equipamentos, entre outros complementos.

Existe uma série de padrões 'colaterais' que podem sobrepor ou completar a norma geral IEC 60601. Existe a série IEC 60601-1-X, onde X representa grupos de equipamentos, cobrindo um amplo padrão de tipos de equipamentos médicos. Por exemplo, a norma IEC 60601-1-4 é o padrão para sistemas médicos elétricos programáveis. Também existe a série de padrões para equipamentos médicos específicos IEC 60601-2-Y, onde Y representa um equipamento médico. Por exemplo, o padrão colateral IEC 60601-2-2 é específico para unidades electrocirúrgicas de alta frequência (bisturi elétrico). Além dos padrões colaterais, a Associação Brasileira de Normas Técnicas (ABNT), produz Normas Brasileiras (NBR) adaptando os padrões da série IEC 60601 para requisitos nacionais na série NBR IEC 60601-X-Y. Como por exemplo,

pode-se citar a NBR IEC 60601-1-13, que determina padrões nacionais para equipamentos de anestesia.

A IEC 60601-1 indica que o máximo de corrente de fuga permitido é de 0,1 mA, e, em caso de falha no cabo de aterramento, o máximo de corrente é de 0,5 mA [Iec05a]. A norma específica de bisturi elétrico, define valores de correntes de fuga maiores, variando entre 50 mA e 150 mA, dependendo do tipo de isolamento do condutor neutro [Iec06]. Alguns dos padrões colaterais não falam de limites de correntes de fuga, como, por exemplo, o padrão do monitor cardíaco [Iec05d] e outros se reportam especificamente aos limites definidos na norma IEC 60601-1, como é o caso dos equipamentos de anestesia [Abnt04b]. Porém, outros padrões colaterais definem limites mais rígidos de correntes de fuga, como é o caso da mesa cirúrgica, que define o limite 0,05 mA como seguro na presença de alguma falha [Iec98].

As normas de segurança elétrica de EEM não foram produzidas para serem consideradas durante procedimentos cirúrgicos, quando podem existir casos onde pode ser melhor para o paciente usar um equipamento com corrente de fuga pouco acima do definido na norma do que não usar o EEM. Elas são adaptadas a produção e manutenção de um EEM. Além disso, caso uma corrente de fuga seja produzida por EEM não significa dizer que o paciente está sofrendo um microchoque. Essa corrente de fuga pode, em muitos casos, ser direcionada a outros pontos, como o sistema de aterramento (tanto em sistemas TN-S como IT-Médico) ou a um objeto aterrado que não está em contato com o paciente.

Outra norma que trata sobre equipamentos eletromédicos é a IEC 62353, que trata de testes de rotina e de testes após consertos, que devem ser realizados em EEM [Iec07]. Artigos contendo a descrição de equipamentos que realizam testes, em conformidade com a norma IEC 62353, podem ser encontrados em [JiSK11], [ARBV13]; embora não diretamente relacionados com microchoques a partir de correntes de fuga, serão discutidos na seção 3.3.2.

Da mesma forma como as normas de segurança em equipamentos médicos (séries IEC 60601), a norma IEC 62353 não trata especificamente da corrente de fuga de equipamentos em uso. Ela busca determinar testes para que, após uma manutenção, o EEM pode ser usado de forma segura. Embora a busca da segurança elétrica ocorra com a adoção dessa norma, ela não atende os principais objetivos dessa tese.

3.3 Segurança elétrica para microchoque

Os microchoques podem ocorrer a partir de correntes elétricas muito baixas. A literatura indica que valores a partir de 10 μ A podem ser considerados microchoques [Weib74], [CaMS00], [Olso09]. Ainda que os valores sejam baixos, estudos da década de 1930 já provaram que correntes com valores a partir de 67 μ A, quando passam pelo músculo cardíaco, podem causar fibrilação ventricular [FKSW36]. A fibrilação ventricular é a perturbação do ritmo cardíaco mais grave. As câmaras inferiores tremem

e o coração não consegue bombear o sangue na forma necessária, causando parada cardíaca [AWDF95], [JGMD98], [Asso14]. A fibrilação ventricular conduz o paciente a necessitar de desfibrilação, não sendo incomum os casos morte, direta ou indiretamente relacionados [Hunt92], [FoGr00].

Manter a segurança num ambiente hospitalar, em especial em centros cirúrgicos e UTIs, é o principal objetivo de hospitais, da equipe médica e também de profissionais responsáveis pelo funcionamento dos equipamentos eletromédicos [ElIv06]. Chen e seus colaboradores indicam em seu trabalho a necessidade de monitoramento constante de centros cirúrgicos, onde são realizadas tarefas críticas [CCCH09].

A segurança elétrica é um dos fatores mais importantes, uma vez que muitas das ferramentas usadas pela equipe médica dependem da eletricidade para funcionar. Como exemplo de falha na segurança elétrica, pode-se citar o choque elétrico em centro cirúrgico sofrido por uma enfermeira, relatado por Wills et. al [WiER10]. Os casos relacionados com microchoques são menos difundidos, porém, quando ocorrem, as consequências podem ser mais graves. Chamber e Saha, relatam um caso de uma paciente jovem, gestante, que necessitou de uma laparotomia (cirurgia com abertura do abdome [Medi12]), onde, durante o procedimento, ocorreram problemas elétricos. Há evidências que direcionam para um caso de microchoque. A paciente teve fibrilação ventricular e conseguiu ser ressuscitada, porém, foi a óbito após duas semanas [ChSa79].

3.3.1 MICROCHOQUE EM SISTEMAS DE ALTA TENSÃO

O microchoque, além de ser estudado na área de procedimentos cirúrgicos e terapias diretamente ligadas ao coração, também pode ocorrer em instalações elétricas de alta tensão. Pessoas podem ser expostas ao microchoque causado por elevados campos elétricos gerados abaixo ou nas proximidades de equipamento de alta tensão ou torres para transmissão de energia elétrica. Ele é devido ao acoplamento capacitivo entre o equipamento de alta tensão e o corpo humano, quando, por exemplo, uma pessoa na área de abrangência desse campo elétrico toca ou chega perto de tocar num objeto aterrado. Nesse caso descargas podem ocorrer no indivíduo [GRWA05]. A Figura 6 ilustra um exemplo desse tipo de microchoque.

No caso da Figura 6 as capacitâncias de acoplamento C_s e C_0 são criadas a partir do momento que a pessoa está sob uma linha de transmissão. O capacitor C_s representa a capacitância do corpo para o condutor de alta tensão e C_0 do corpo em relação à terra. Uma resistência à corrente de fuga R_0 representa o isolamento produzido pelo material do sapato, que diminui o valor da descarga elétrica. A impedância de fuga do corpo humano é indicada por Z_p . Uma descarga gerada a partir de C_s pode passar pelo corpo, caso seja aterrado, como por exemplo, com um contato na torre de transmissão (X).

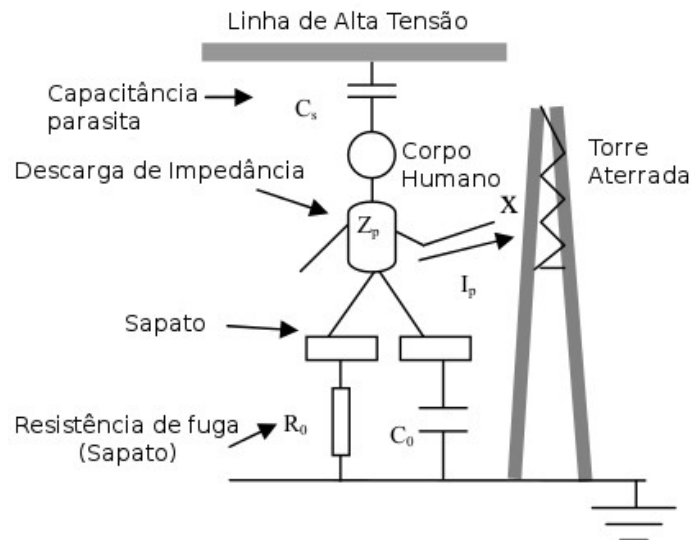


Figura 6: Exemplo de microchoque causado por alta tensão, adaptada de [GRWA05]

O trabalho de Gunatilake e seus colegas modela as características do microchoque originado por altas tensões a partir de medições laboratoriais das correntes transitórias e da variação da tensão. Um dos objetivos é incentivar atividades futuras em relação à proteção quanto aos microchoques [GRWA05].

Ahmed e Rowland também trabalharam na criação de um modelo contendo um objeto geométrico simples, representando uma pessoa próxima a uma linha de alta tensão. O modelo conseguiu reproduzir as situações de microchoque a partir de altas tensões, medindo as correntes induzidas a partir de várias posições da pessoa em relação à torre de transmissão [AhRo07].

Um modelo para reprodução de microchoques a partir de equipamentos de alta tensão também foi formulado e validado em [GuAR09]. O objetivo é dispor de uma ferramenta que possa prever a ocorrência de tais eventos, a fim de garantir a segurança dos operadores das linhas.

Os artigos em relação ao microchoque produzido a partir de altas tensões têm, em comum, a criação de modelos que possam reproduzir a ocorrência desses eventos. Eles analisam características da corrente elétrica que pode passar pela pessoa, tais como a forma de onda, o tempo de exposição e a quantidade da corrente. Os fatores analisados são essenciais para determinarem os efeitos de um choque elétrico numa pessoa. Apesar das condições do microchoque serem diferentes das estudadas nessa tese, o principal objetivo desses modelos é prover a segurança dos operadores (pessoas) que possam ser atingidos por esses eventos.

Os trabalhos publicados sobre microchoque em alta tensão não avançam na determinação do nível de periculosidade ao ser humano e são realizados em laboratório procurando estimar os efeitos do microchoque em casos reais. Além disso, os trabalhos não mostram sistemas que monitorem a atuação dos usuários em relação a segurança elétrica durante suas atividades.

3.3.2 MICROCHOQUE A PARTIR DE CORRENTES DE FUGA

Embora os estudos com eletricidade e os efeitos quando ela, indesejavelmente, passa pelo corpo humano sejam antigos, poucos relatos são encontrados em relação a microchoques e alternativas de segurança para sua detecção. Tal fato pode ser originado pela relativa sensação de segurança a partir da adoção do sistema IT-Médico. Antes do sistema IT ser exigido, em vários países a preocupação com choques aparece em alguns relatos como o trabalho de Lee que escreveu sobre como o uso de EEM potencializa a ocorrência de acidentes [Lee65]; o relato de Atkin e Orkin, de 1973, sobre choques elétricos em centros cirúrgicos [AtOr73] e o caso do microchoque com morte relatado 1979 [ChSa79]. Porém, a partir do final da década de 1990, e início dos anos 2000, pode-se encontrar trabalhos em relação à detecção de risco e medidas de segurança em relação a microchoques originados de correntes de fuga de equipamentos médicos em instalações com sistema IT-médico.

Uma patente de invenção brasileira, composta de um conjunto de circuitos eletrônicos e softwares, para realizar o gerenciamento e a supervisão da segurança elétrica dos equipamentos eletromédicos foi depositada em 24 de abril de 1997. O sistema tem como finalidade principal perceber, automaticamente e em tempo real, uma fuga de corrente elétrica em um dos equipamentos eletromédicos em uso durante a cirurgia e sinalizar à equipe médica a ocorrência desta falha, bem como enviar e armazenar informações que possibilitem imediatamente à equipe de Engenheiros e Técnicos a localização da origem da falha, ou seja, em qual ou em quais equipamentos ela está ocorrendo e se está ou não colocando em risco à saúde do paciente e da equipe médica. Essa patente foi concedida em junho de 2004 [SpAI04]. A Figura 7 ilustra um cenário de utilização para a solução alvo da patente.

A Figura 7 apresenta uma situação típica onde a equipe médica (A) submete um paciente a uma terapia em uma sala cirúrgica. Na figura, podemos observar equipamentos eletromédicos, por exemplo, desfibrilador (C), monitor cardíaco (D), e bisturi elétrico (E) ligados ao paciente e manipulados ou operados pela equipe médica (A). O equipamento alvo da patente, identificado por F, recebe as conexões de alimentação elétrica dos equipamentos eletromédicos (G), realiza as funções de supervisão e comunica-se por conexão serial com um micro-computador (H), além de ser ligado à energia elétrica [SpAI04].

A patente prevê a detecção de falhas elétricas de equipamentos médicos que possam, de alguma forma, interferir no tratamento sendo realizado ou causar risco à saúde do paciente ou equipe médica. Além disso, ele tenta identificar qual é a origem da falha, reforçando a importância da rápida identificação e indicando algumas possibilidades para implementar a identificação do equipamento eletromédico.

Essa patente foi posteriormente concedida e um equipamento denominado 'Protegedmed' foi construído. Na primeira implementação de um produto referente aos principais conceitos da patente, uma caixa que podia monitorar apenas um equipamento

foi construída, realizando uma comunicação serial com um computador localizado dentro do sala de cirurgia [SpCB09].

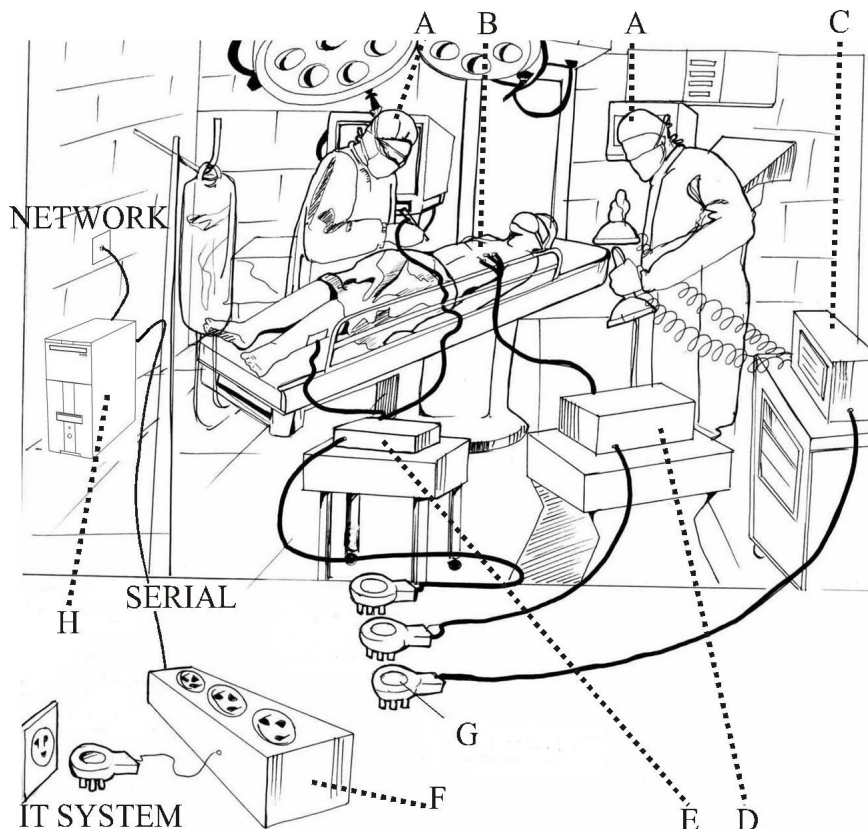


Figura 7: Exemplo de uso de equipamento patenteado em 1997, com patente concedida em 2004 [SpAI04].

Essa abordagem trazia muitas limitações, dentre elas pode-se citar: a) o número de equipamentos sendo simultaneamente monitorado era baixo, limitado pelas conexões seriais de um computador PC; b) a presença de um computador num local não adequado ao seu funcionamento e nem ao procedimento médico sendo realizado; c) a supervisão da corrente de fuga gerava apenas um alerta que um possível problema estava ocorrendo, sendo apenas a equipe médica notificada e, por vezes, não realizando um correto procedimento em relação ao aviso emitido pelo equipamento de supervisão elétrica.

No ano 2000, Cappa, Marinozzie e Sciuto descreveram a criação de um dispositivo chamado “Leakage Current Sentinel” (LCS) [CaMS00], que tinha por objetivo monitorar correntes de fuga em locais de alto risco, como centros cirúrgicos e unidades de terapia intensivas. Para tanto, os autores fizeram uso de um transdutor capaz de medir valores entre 0 e 500 μA_{RMS} , com precisão de 10 nA, desenvolvido por um dos autores [BrPM93]. O dispositivo mede a corrente de fuga do condutor de alimentação em relação ao terra. Foi montado como uma caixa, contendo um plugue para alimentação elétrica do dispositivo e um soquete para a alimentação do EEM a ser analisado. A Figura 8 ilustra o LCS, contendo suas principais interfaces externas.

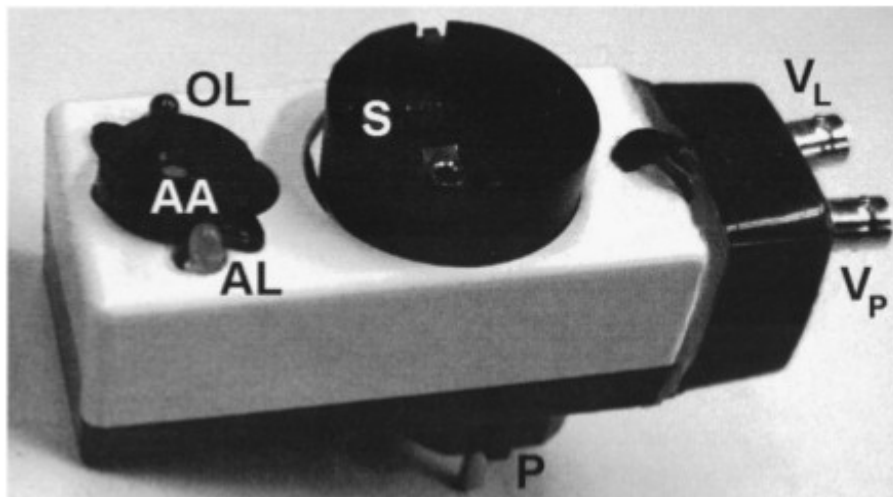


Figura 8: Leakage Current Sentinel, extraído de [CaMS00].

Na Figura 8 pode ser identificado (OL) um *led* que indica o funcionamento do LCS, abaixo dele um *buzzer* (AA) para acionamento de alarmes sonoros e mais abaixo ainda outro *led* (AL), para alarmes visuais de situações detectadas. Na parte inferior, identificada por P, a conexão com a energia elétrica e, acima, um soquete para a ligação do EEM. Na direita, conectores para voltagem proporcional a corrente de fuga e de alimentação, identificados por V_L e V_P , respectivamente.

O funcionamento do LCS consiste na ligação do EEM em seu soquete superior, sendo o dispositivo conectado a rede de alimentação elétrica. As variações de V_L e V_P são identificadas e, de acordo com situações específicas, alarmes ou sinalizações são acionados. São propostos três tipos de sinalizações: A) quando a corrente de fuga é menor que $0,4 \mu\text{A}$; B) quando a corrente de fuga é maior que $500 \mu\text{A}$; C) quando um EEM encontra-se desligado e a corrente de fuga é maior que $10 \mu\text{A}$. Segundo o artigo, os valores dos alarmes foram definidos a partir da norma IEC 601-1 (antiga IEC 60601-1 já citada).

O trabalho foi validado com um LCS instalado em UTI ligado a um monitor multiparamétrico. Além disso, foram relatados testes com mais de um EEM ligados a um LCS: uma bomba de infusão e um ventilador pulmonar. O propósito desse último teste era avaliar a atuação do LCS com vários equipamentos ligados ao mesmo transformador de isolação. O relato do trabalho com o LCS não divulga o sistema de aterramento usado, se foi TN-S ou IT-Médico.

O trabalho faz avanços interessantes em relação a supervisão elétrica de EEM, em especial pelas suposições dos alarmes propostos. Os valores limites para a corrente usados, embora focados numa norma que foi revista em 2005, são valores ainda considerados válidos para requisitos de segurança elétrica no funcionamento de equipamentos eletromédicos.

A principal diferença do trabalho de Cappa, Marinozzie e Sciuto em relação a esta tese é que ele analisa a corrente de fuga em relação ao terra, enquanto este trabalho

analisa a corrente diferencial entre os condutores de alimentação. Isto permite detectar uma corrente de fuga que não precisa, necessariamente, passar pelo condutor de aterramento.

Em relação aos riscos detectados aos pacientes, o LCS utiliza apenas alarmes centrados numa escala de valores de corrente RMS. Esses alarmes são acionados apenas no local de sua instalação, necessitando, para intervenção, que a equipe de engenharia clínica esteja presente na sala de cirurgia ou seja indiretamente avisada. Outros fatores que interferem na extensão do dano causado por um possível choque como a duração da corrente de fuga, a quantidade de corrente por frequência e a análise da forma de onda não são implementadas e sequer supostas. As formas de onda da tensão (V_L e V_P) são apenas usadas para visualização, não sendo realizadas comparações entre elas a fim de tentar detectar uma possível interferência elétrica de um equipamento sobre outro, tendo um ser humano como elemento de conexão.

A partir do reconhecimento da necessidade de existirem setores de engenharia clínica nos hospitais, alguns equipamentos de testes foram desenvolvidos para apoiar o trabalho destas equipes. Um exemplo disto é o dispositivo que realiza teste de segurança de equipamentos médicos e atende normas chinesas (GB9706) assim como atende o a norma IEC 601 [HPXL05]. O dispositivo de testes usa um microcontrolador INTEL 8031, sendo programado em *assembly*, e faz uso de um sistema de aquisição de valores de correntes alternadas, um visor de LCD, uma impressora e módulo de teclado para uso. Um dos benefícios ressaltados pelo texto é que o dispositivo não necessita de manual para uso e compreensão dos resultados, sendo dessa forma de fácil utilização pelas equipes de engenharia clínica.

A preocupação deste testador com a segurança elétrica dos equipamentos eletromédicos é relativa a vários aspectos, porém, o citado como o de maior importância é o da verificação da corrente de fuga dos equipamentos. Assim, várias correntes de fuga são analisadas pelo dispositivo de teste. Além disso, o trabalho propõe um filtro adaptativo para eliminação de possíveis ruídos, melhorando a qualidade dos dados trabalhados. A origem dos ruídos citada era, possivelmente, a corrente de alimentação dos equipamentos e do dispositivo testador, que continham frequências próximas das correntes de fuga.

No texto do dispositivo testador, não fica claro quais são as correntes de fuga detectadas. Ele difere do conteúdo desenvolvido nesta tese pelo fato de não supervisionar a corrente de fuga durante o uso dos equipamentos, mas realizar uma calibração dos equipamentos quando estão em laboratório, oficina ou serviço de engenharia clínica. Além disso, o trabalho não cita nenhuma análise de periculosidade de possíveis correntes de fuga que poderiam ser geradas por equipamentos eletromédicos.

Outro caso sobre um possível risco de microchoque entre uma unidade electrocirúrgica e a mesa de cirurgia foi relatado em 2006. No caso, num procedimento cirúrgico que estava sendo monitorado pelo Protegemed [SpAI04] e acompanhado presencialmente por pesquisador, dois eventos de fuga de corrente ocorreram

simultaneamente em dois EEM que estavam sendo utilizados na cirurgia. A corrente de fuga foi identificada através da corrente diferencial. O Protegemed gerou alertas de risco de possível microchoque e armazenou características da forma de onda das correntes de fuga para análise. A análise foi realizada através de um software desenvolvido pela equipe da pesquisa. A Figura 9 ilustra uma tela do software usado para a análise [SMAI07].

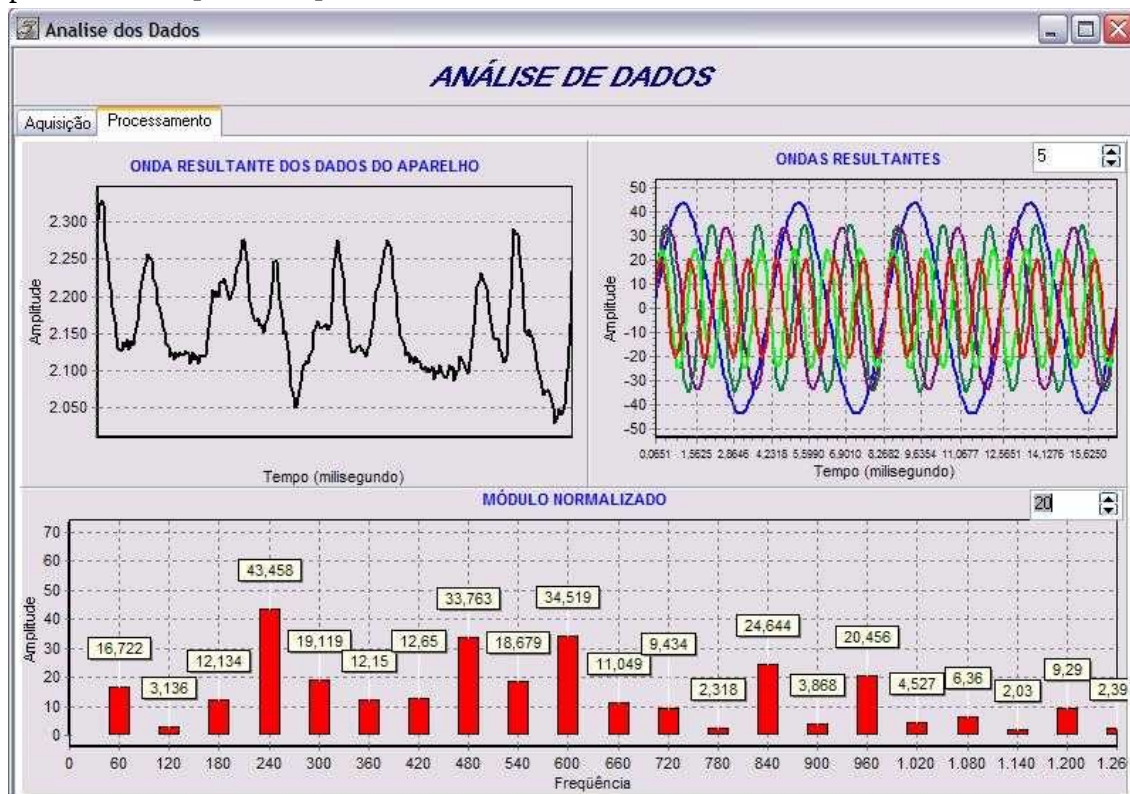


Figura 9: Software de análise de forma de onda [SMAI07]

A análise do software mostrado na Figura 9, ilustra na parte superior esquerda a forma de onda de uma das correntes de fuga, sendo plotada com 64 valores capturados em 16,6 milissegundos. Na parte inferior, um espectro de frequência é ilustrado contendo as 21 primeiras frequências. Na parte superior à direita, as senoides com amplitude de pico das maiores harmônicas. São essas senoides que, somadas, compõem a maior parte da onda adquirida.

Além de visualizar a forma de onda, o trabalho investiga a contribuição relativa de cada harmônica no valor RMS da corrente elétrica. Como a corrente atua no corpo humano de forma diferente para cada frequência, o artigo busca estabelecer uma equiparação dos valores de corrente de cada harmônica para correntes em 60 Hz, seguindo uma curva de correntes de *let-go*, proposta por Dalziel [Dalz56]. O objetivo dessa análise era verificar como a corrente encontrada em cada uma das harmônicas agiria no corpo humano, a partir de uma equivalente em 60 Hz.

O trabalho [SMAI07] usa o equipamento com patente concedida em 2004 [SpAI04] e avança em questões relacionadas à supervisão da corrente elétrica de EEM, nesse caso com uso do sistema IT-Médico. A corrente de fuga relatada é diferente da

encontrada no trabalho de Cappa, Marinozzie e Sciuto, uma vez que mede a corrente diferencial entre os condutores de alimentação e não em relação ao Terra.

O trabalho apenas indica um risco de que um possível microchoque pode estar ocorrendo. O alerta e a análise das formas de onda envolvidas são acessíveis apenas ao microcomputador, presente na sala de cirurgia. As limitações são similares à da patente, com diminuto número de equipamentos supervisionados e colocação de um elemento estranho à sala de cirurgia, acrescido da dificuldade de acesso às informações. O tratamento das informações apresenta, além da análise do valor da corrente, um estudo inicial do espectro de frequência. Essa análise não consegue dizer se a corrente diferencial de um equipamento é similar à corrente diferencial do outro equipamento, o que facilitaria uma caracterização mais precisa de um microchoque.

Uma evolução do trabalho acima surge em uma tese de doutorado, focada especificamente na detecção de risco de microchoque durante procedimentos cirúrgicos. O objetivo era construir um método que fosse capaz de comprovar a possibilidade de correntes circularem por um paciente durante um procedimento cirúrgico. O método utiliza software e hardware específicos para medir e armazenar dados de correntes diferenciais de 60 Hz menores de 2,0 mA até o limite de 50 μ A [Spal09]. A tese 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 em centros de cirurgia.

A tese foca o estudo em três equipamentos eletromédicos: unidade eletrocirúrgica (bisturi eletrônico), monitor cardíaco e mesa cirúrgica. A Figura 10 ilustra a cena típica usada para validar as principais idéias da tese. Um artigo relatando as principais contribuições da tese pode ser encontrado em [SpCB09].

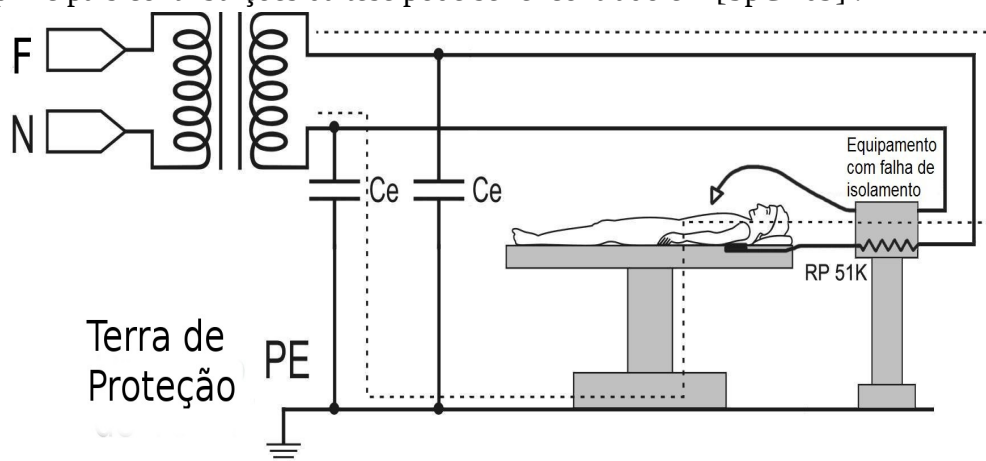


Figura 10: Sala de cirurgia com possível problema, mesmo na presença de sistema IT-Médico [Spal09]

Na Figura 10, capacitâncias parasitas (C_e) podem não possuir o mesmo valor, sendo possível encontrar tensões elétricas entre a alimentação elétrica e PE. São 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-Médico.

O trabalho consegue, através de simulações realizadas em software Orcad/Pspice, provar matematicamente que, mesmo com sistemas IT-Médico, pode ser gerada uma corrente de fuga que pode passar pelo paciente, colocando-o em risco de microchoque [SpCB09]. Mesmo com um sistema 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 corpo médico ou a equipe de engenharia clínica soubessem do potencial risco [Spal09].

Também ocorre o relato de experimentos realizados junto ao centro cirúrgico de um grande hospital da região sul do Brasil. No experimento, equipamentos Protegemed [SpAI04] e ligados a um microcomputador no centro cirúrgico. A Figura 11 ilustra uma composição do equipamento implementado e do sistema completo.

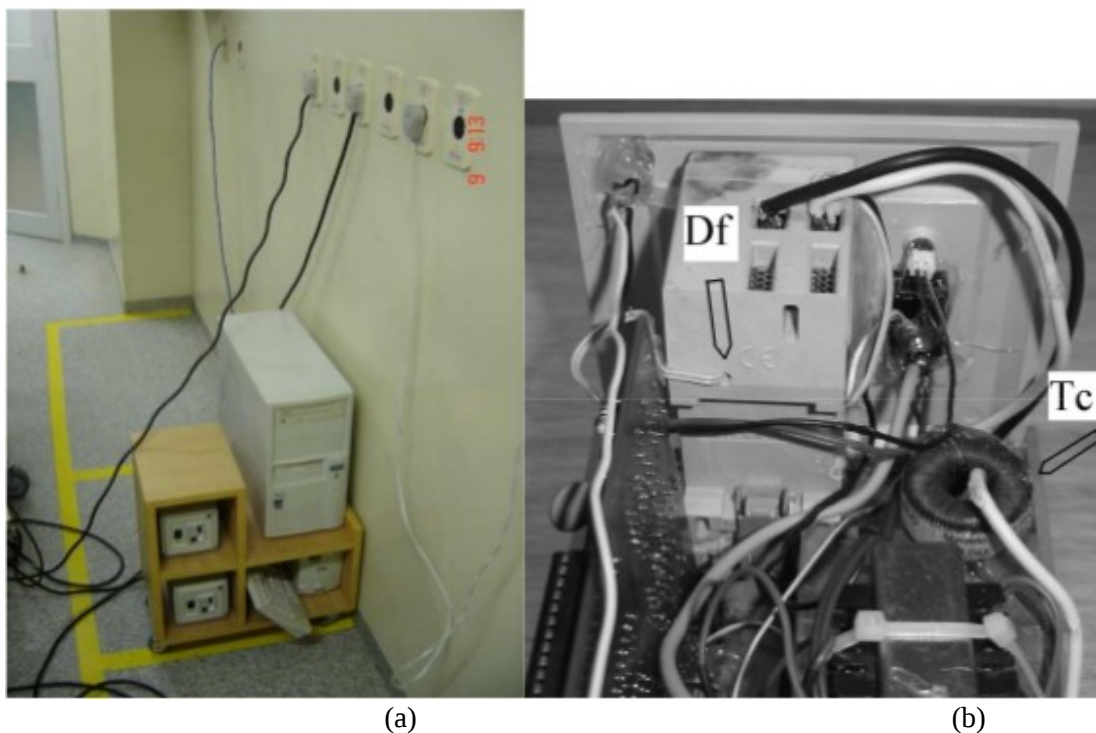


Figura 11: Conjunto Protegemed no centro cirúrgico (a) e interior do dispositivo (b) [Spal09]

O software usado para análise dos eventos de risco de microchoque é similar ao usado em [SMAI07], que pode ser visualizado na Figura 9. Ele analisa as formas de onda que representam correntes de fuga e risco de microchoque e, por meio de uma FFT, possibilita a visualização da forma de onda no domínio de frequência.

As limitações dos trabalhos [Spal09] e [SpCB09] são muito similares às limitações do trabalho [SMAI07], pois, ainda que iniciem um trabalho de análise de possíveis casos de microchoque, não avançam na análise para saber a periculosidade que um evento de microchoque pode causar ao paciente. Além disso, os trabalhos citados conseguem apenas identificar um risco de possível microchoque, não conseguindo avançar na detecção do microchoque.

Outro trabalho interessante relacionado ao tema foi chamado pelos autores de *'indigenous'*: É um analisador de segurança de equipamentos médicos e foi desenvolvido e apresentado em [JiSK11] com o objetivo de ser usado nas manutenções preventivas de segurança. Essas manutenções devem ser realizadas por equipes de engenharia clínica periodicamente, a fim de manter as condições de funcionamento seguras dos EEM, da mesma forma quando foram adquiridos e certificados. O trabalho relata os diferentes testes que são aplicados pelo analisador aos EEM de diferentes classificações, juntamente com uma descrição do hardware e do software utilizados no analisador. Dentre os testes propostos, estão o de resistência mínima em relação ao terra, o de isolamento das partes móveis dos equipamentos e o da corrente de fuga produzida pelo EEM durante seu uso. A relação de testes especificada proporciona que o analisador seja compatível com a norma IEC 62353 e com a norma indiana IS 13450. A Figura 12 ilustra o analisador conectado a um monitor multiparamétrico.



Figura 12: Analisador de segurança de equipamentos médicos, extraído de [JiSK11]

O analisador, apresentado a esquerda da Figura 12, conta com um monitor LCD (acima). Além disso, o produto disponibiliza software de interface compatível com sistemas Windows e Linux, para facilitar a operação e o registro dos resultados de testes. Segundo o artigo, à sua época, era um dos poucos analisadores compatíveis com a norma IEC 62353. Seu custo inferior aos dos similares proporcionaria que a sua adoção em hospitais de diferentes países fosse facilitada.

O trabalho apresentado em [JiSK11] descreve um equipamento que realiza testes de verificação da segurança elétrica de equipamentos médicos, similar ao proposto em [HPXL05] e adaptado à norma IEC 62353 de 2007. O trabalho detalha o analisador que realiza outros testes além da corrente de fuga. Por não ser aplicado à supervisão elétrica de equipamentos eletromédicos durante o uso em pacientes, não possui as mesmas funcionalidades dos métodos e da plataforma de referência desta tese. Além disso, o trabalho especifica apenas valores (em mA) limites para as correntes

medidas, incluindo as de fuga. Ele não faz menção a nenhum tipo de análise das formas de onda das correntes de fuga e o dano à saúde que podem ser provocados por microchoques oriundos dessas correntes de fuga.

Um outro relato de desenvolvimento de medidor de corrente de fuga, usando método da corrente diferencial, pode ser encontrado em [ARBV13]. O método da corrente diferencial descrito no texto consiste em medir a diferença de corrente entre os condutores de alimentação e o terra. O medidor objetiva o uso após as manutenções corretivas ou preventivas realizadas em equipamentos e verifica se a corrente de fuga apresentada está compatível com o estabelecido na norma IEC 62353.

O trabalho contém a descrição do medidor construído e o resultado de testes de precisão do equipamento. Na descrição do equipamento, são mostradas equações que comprovam o funcionamento do medidor, diagramas de bloco contendo os componentes, circuitos eletrônicos utilizados e o microcontrolador utilizado, um PIC16F873 a 4MHz. Na exposição dos resultados, três casos foram testados: a largura de banda da medição, a precisão das correntes de fuga e a variação do erro de medição em função da variação da corrente de consumo dos EEM sendo testados.

O trabalho [ARBV13] possui objetivos e características diferentes do desenvolvido nesta tese. A medição da corrente diferencial é em relação ao condutor de aterramento, limitando o uso a sistemas com alimentação TN-S, não podendo ser utilizados em sistemas IT-Médicos. Nos resultados apresentados no artigo, há uma perda de precisão na medição de valores de corrente menores que $70 \mu\text{A}$, deixando valores baixos, como $50 \mu\text{A}$ sem precisão de medição. Além disso, o medidor não foi projetado para ser usado durante procedimentos cirúrgicos, quando, normalmente, os EEM apresentam defeito (em uso). No trabalho, não há relatos de análises da forma de onda das correntes de fuga e nem sua periculosidade em relação a possíveis microchoques.

A segurança elétrica durante procedimentos cirúrgicos está a cada dia ganhando maior atenção junto a comunidade científica. O programa *Fundamental Use of Surgical Energy* (FUSE) visa contribuir para um ambiente de sala de cirurgia mais seguro. O programa é uma iniciativa da *Society of American Gastrointestinal and Endoscopic Surgeons* (SAGES), destaca que, embora poucas, as publicações relatando casos de acidentes elétricos em centros cirúrgicos existem e parecem ser amplamente ignoradas pelos cirurgiões [FJJF13]. A Figura 13 destaca a marca do programa FUSE.



Figura 13: Programa FUSE [FJJF13]

O programa, criado em associação com a *American Association of Gynecologic Laparoscopists* (AORN) e *American Urologic Association*, teve participação de vários cirurgiões de diferentes especialidades, enfermeiros, engenheiros e ginecologistas. Ele contempla dois principais componentes: um currículo padronizado para cirurgiões e profissionais de saúde de todas as especialidades e um teste de certificação com elevados padrões psicométricos e de acreditação [FJJF13].

O FUSE é um programa focado especificamente na segurança elétrica de salas de cirurgia, abordando diversos tópicos como fundamentos de eletrocirurgias (uso de eletrocautérios) e EEM específicos: monopolar ou bipolar, micro-ondas, ultrassom e de endoscopia, entre outros. Ele está diretamente relacionado com o tema desta tese, porém aborda o assunto de outra forma. Propõe uma melhor formação de profissionais, em especial médicos, enfermeiros e pessoal de engenharia. Ele busca prevenir casos de possíveis acidentes com eletricidade em cirurgia, porém não é focado em análise da FO de correntes de fuga, nem, tampouco, relacionado com a detecção de microchoque durante o procedimento cirúrgico.

4 METODOLOGIA

Neste capítulo será detalhada a plataforma de referência construída para captura e análise das formas de onda de correntes de fuga de EEM. Em seguida, será apresentada a metodologia proposta para análise da periculosidade dos eventos de risco de microchoque produzidos. Serão descritas as escalas de periculosidade produzidas: para o valor RMS da corrente, para a quantidade de corrente por frequência e para a similaridade entre formas de onda simultâneas.

4.1 Plataforma de referência

A plataforma de referência construída para a realização dos testes relativos a essa tese, foi baseada na patente 9701995-0 [SpAI04], complementada com informações obtidas em [SMAI07], [Spal09] e [SpCB09]. Três grandes novas versões foram produzidas, tendo como foco principal o *firmware* e o software de apoio.

A primeira versão produzida usa identificação por rádio frequência (RFID) para identificar equipamentos médicos de forma automática. Além disso, ela melhora o desempenho do sistema, permitindo a supervisão de um maior número de EEM [RSHA13].

A segunda grande alteração na plataforma de referência estende a primeira, permitindo a captura simultânea de formas de onda de vários EEM que podem estar ligados a um paciente. Ela foi projetada para funcionar embarcada num painel de gases e tomadas, não alterando com a rotina do procedimento cirúrgico executado pela equipe médica [ReHS14]. Esta modificação permite a supervisão em larga escala de EEM.

A versão atualmente sendo utilizada complementa as duas anteriores. Ela se destaca pela adoção de escalas de periculosidade de microchoque em relação a corrente RMS, a corrente por frequência e a similaridade entre FO.

4.1.1 PRIMEIRA VERSÃO DA PLATAFORMA DE REFERÊNCIA

A solução conhecida como Protegemed2 foi desenvolvida para resolver os principais problemas encontrados na versão usada em [SpCB09], em especial, a identificação do EEM que poderia produzir risco de microchoques. Nessa versão, foi utilizada a tecnologia de RFID, possibilitando a identificação automática do EEM durante seu uso em procedimentos cirúrgicos.

Houve uma melhoria na funcionalidade da solução, permitindo que dados capturados pudessem ser transmitidos sem interromper a captura dos valores das FO. Além disso, a comunicação com um sistema de monitoração foi totalmente recriada,

eliminando a necessidade de um PC no mesmo ambiente operacional (centro cirúrgico). A Figura 14 ilustra os principais componentes do Protegemed2.

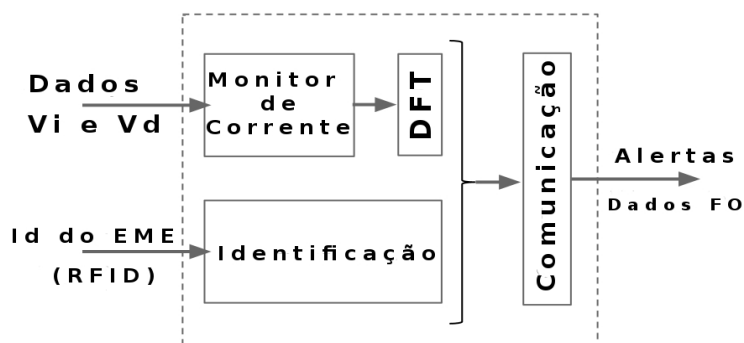


Figura 14: Principais componentes do Protegemed2 [RSHA13]

As entradas no sistema, delimitado pela linha tracejada, são a identificação por RFID do EEM e os dados da corrente de alimentação (V_i) e diferencial (V_d). O sistema produz como saída alarmes de risco de microchoque e formas de onda das correntes analisadas.

A interface de comunicação serial no padrão RS-232 foi substituída por uma Ethernet, que expande o número de EEM supervisionados. Além disso, a comunicação Ethernet pode ser diretamente implementada sobre longas distâncias, permitindo que o sistema de coleta de dados fique localizado em local diferente do sistema que recebe os alertas e gerencia as informações.

Ainda que as informações transmitidas pelo Protegemed2 agreguem a identificação do EEM, o tamanho em bytes das mensagens de alerta produzidas é menor do em seus antecessores. A redução no tamanho do pacote de comunicações é resultado do pré-processamento dos dados, realizado por meio de uma FFT.

O módulo monitor de corrente é o responsável pela detecção da corrente de fuga e por iniciar o processo de tratamento a cada ciclo de análise. Como entrada, este módulo recebe os valores das correntes de alimentação e da diferencial medidos através de toroides (Figura 15), localizados na entrada de cada tomada elétrica. Antes de serem usados como valores de entrada, os sinais V_i e V_d passam por amplificadores, filtros passa-baixa RC (1,0 kHz) e conversores analógico/digitais (A/D). Um ciclo de análise corresponde a 256 amostras de valor instantâneo durante o período de 16,6 ms. Esse período corresponde ao tempo de um ciclo elétrico, com rede de energia elétrica funcionando na frequência de 60Hz.

O valor RMS da corrente diferencial é usado pelo sistema para identificar possíveis situações de correntes de fuga, conduzindo a riscos de microchoque. O cálculo do valor RMS da corrente é realizado usando as 256 amostras capturadas em cada ciclo. Quando o RMS da corrente diferencial for superior a um limite definido, uma corrente de fuga é identificada. Nesse ponto ocorre um evento significativo e dados são transferidos para serem analisados. O limite pode ser definido em cada tomada, como, por exemplo, 0,5 mA. Quando o valor RMS da corrente fica abaixo do limite, os dados capturados são descartados e o ciclo inicia novamente.

O processamento inicial dos dados no μC é realizado através da Transformada Discreta de Fourier sobre dados de V_i e V_d dos eventos significativos. A DFT é obtida através da realização de uma FFT, que possui complexidade menor. Então, um filtro digital é aplicado até a harmônica de 720 Hz, permitindo a comunicação de um pequeno pacote de dados. A partir da obtenção do espectro de frequências, análises desse espectro em relação ao espectro de frequências, obtido em funcionamento normal, podem ser implementados.

A análise do espectro de frequência não é realizado de forma automática nessa versão. Essa análise é realizada visualmente num PC, a partir dos dados do evento de fuga reportado. A análise é realizada após o evento ter sido capturado, levando em consideração: a) o valor RMS da corrente; b) o espectro de frequência em relação a outro espectro de quando o equipamento foi adquirido ou certificado para uso; c) a análise visual da FO da corrente de fuga, após a FO ser reconstruída pela DFT^{-1} .

A solução adotada para uso da tecnologia de RFID no sistema foi a colocação de uma *tag* dentro do plugue de alimentação elétrica do EEM e uma antena ao redor da tomada de alimentação. A Figura 15 ilustra a localização do *tag* e da antena.

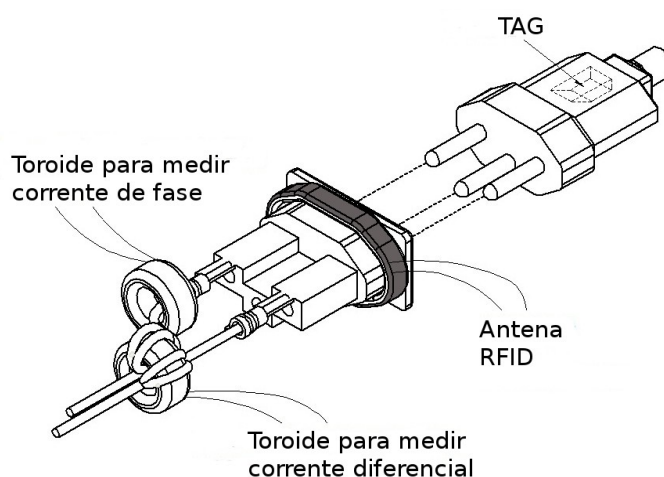


Figura 15: Tag e antena RFID [RSHA13]

Quando o plugue contendo a *tag* RFID for inserido na tomada, o EEM será identificado. Um sinal emitido pela antena é refletido pelo *tag* e capturado pela antena, sendo direcionado ao leitor. Um leitor montado na placa de circuito impresso informa a identificação do EEM.

A antena RFID começa a leitura quando o consumo elétrico do EEM, medido pela corrente de alimentação, é iniciado. Após a identificação do EEM ser realizada, a ativação da antena somente irá ocorrer quando a corrente de alimentação for desligada por pelo menos 1 s. Após identificado o EEM, todas as informações de supervisão elétrica são associadas ao EEM. Foram usadas *tags* de baixa frequência (125 kHz) do tipo HITAG [Nxp14]. A escolha foi realizada pela ampla disseminação, baixo custo e baixa susceptibilidade à interferência eletromagnética.

Na escolha do μC a ser utilizado na implementação da solução, foram levados em conta alguns requisitos: a) o desempenho para execução das aquisições e cálculos envolvendo a corrente elétrica; b) a habilidade de processar uma forma de onda e realizar comunicação simultaneamente; c) a integração com a tecnologia de RFID. A análise de requisitos conduziu à adoção de um μC de 32 bits, uma vez que o de oito bits usado na versão anterior apresentava desempenho inadequado.

Um protótipo foi implementado usando o kit de desenvolvimento ARM AT91SAM7X-EK, que contém um μC de 32 bits ARM (AT91SAM7X256) funcionando a uma frequência de operação de 48 MHz. A escolha da tecnologia ARM foi devida a sua ampla aceitação, boa documentação e uso em larga escala. Além disso, o μC : contém um conversor A/D com 12 bits de resolução associado a um multiplexador (MUX) para oito canais de aquisição, permite Acesso Direto à Memória (*Direct Memory Access* – DMA) e fornece um endereço MAC Ethernet para comunicação.

A Tabela 2 apresenta uma comparação entre o protótipo construído com μC ARM (Protegedmed2) e a versão anterior, descrita em [SpCB09]

Tabela 2: Comparação entre Protegedmed [SpCB09] e Protegedmed2 [RSHA13]

Elementos	[SpCB09]	Protegedmed2
<i>Amostras de valor</i>	64	256
<i>Número de tomadas monitoradas</i>	um	quatro
<i>Interface de comunicação</i>	Serial	Ethernet
<i>Taxa de transferência</i>	4.800 bps	100 Mbps
<i>Tempo médio de alerta no PC por evento</i>	3 s	0,3 s
<i>Tempo de cálculo do RMS por tomada</i>	150 ms	3 ms
<i>Tempo de aquisição dos dados da FFT no PC</i>	2,5 s	50 ns
<i>Quantidade de dados transmitidos</i>	1.036 bytes	110 bytes
<i>Identificação do EEM</i>	Não	Sim

O número de amostras capturadas por cada FO cresceu de 64 para 256, resultando numa melhor precisão na visualização da forma de onda. Uma FO é composta de 256 amostras em 16,6 ms, o que significa que um valor é capturado a cada 0,065 ms (16,6 ms / 256), enquanto que na versão anterior o período de amostragem era de 0,28 ms (16,6 ms / 64). A melhor precisão na captura da FO proporciona que pequenas variações na corrente possam ser detectados, o que não era possível na versão anterior.

O número de tomadas supervisionadas foi aumentado na primeira versão da plataforma de referência. Isso foi possível uma vez que o μC possibilita a leitura e conversão de oito canais. Além disso, o tempo de conversão é menor, o que permite a captura de amostras de oito valores de correntes simultaneamente. O menor tempo de conversão é resultado da adoção de um μC com maior desempenho: 32 bits a 48 MHz, quando a versão anterior era equipada com um μC de oito bits a 12 MHz.

O tempo necessário para o PC ter acesso ao espectro de frequência, proveniente da FFT de um evento significativo, foi reduzido. Esse tempo foi reduzido em 50 vezes, mesmo que o número de amostras tenha aumentado em quatro vezes. Os motivos para essa redução são a mudança na forma de comunicação e o maior poder computacional do μ C.

A forma de comunicação dos eventos significativos foi modificada, deixando de lado a comunicação serial RS-232, sendo substituída pela comunicação com interface Ethernet. Essa modificação impactou no tempo médio de alerta no PC por evento, que caiu para 10% do valor da versão anterior.

A redução no tempo de comunicação pode, também, ser associada com o fato de que a primeira versão da plataforma de referência possui um pacote de dados menor em relação à versão anterior. Essa redução somente foi possível em virtude do cálculo da FFT ser realizado no μ C. Dessa forma, não é necessário que sejam transmitidos todos os valores capturados para visualizar a forma de onda, mas apenas as primeiras harmônicas, usando uma DFT⁻¹.

Os tempos para a FFT mostrados na Tabela 2 foram medidos para apenas uma tomada. Isso significa que quando forem transmitidos relativos às quatro tomadas que podem ser supervisionadas, esse tempo irá aumentar. Porém, esse aumento não ocorre de forma linear, sendo possível enviar dados das quatro tomadas na mesma transmissão.

A primeira versão da plataforma de referência avançou em pontos essenciais: a identificação do EEM e o processamento inicial da forma de onda. Esses avanços permitiram que uma nova versão, com foco no uso de aquisições simultâneas, pudesse ser implementada.

4.1.2 SEGUNDA VERSÃO

A segunda versão da plataforma de referência, estende as funcionalidades da primeira versão desenvolvida. Um dos principais focos é a captura simultânea de formas de onda de diversos EEM ligados ao mesmo paciente. A solução é projetada para funcionar embarcada no painel de gases e tomadas, sem alterar a rotina do procedimento cirúrgico conduzido pela equipe médica.

A supervisão elétrica, realizada pela primeira versão da plataforma de referência, consegue obter a corrente de fuga por meio da corrente diferencial, e o espectro de frequência desta FO. Porém, para a determinação do caminho percorrido pela corrente de fuga, por exemplo, se passou de um EEM para outro, se necessita monitorar vários EEM simultaneamente. O protótipo desenvolvido na primeira versão [RSHA13] permite o monitoramento de até quatro EEM, sendo esse número insuficiente para cirurgias de grande porte, onde o perigo à saúde do paciente é maior.

Na segunda versão da plataforma de referência, cada dispositivo de supervisão elétrica foi projetado para funcionar integrado com outros semelhantes, elevando a quantidade de EEM simultaneamente supervisionados. Além disso, novas informações

são produzidas e o software de apoio foi ampliado, permitindo uma análise mais detalhada dos eventos de risco de microchoque produzidos. A Figura 16 ilustra uma sala de cirurgia tendo as correntes dos EEM supervisionadas, com um sistema de apoio integrado, fornecendo informações à equipe de engenharia clínica.

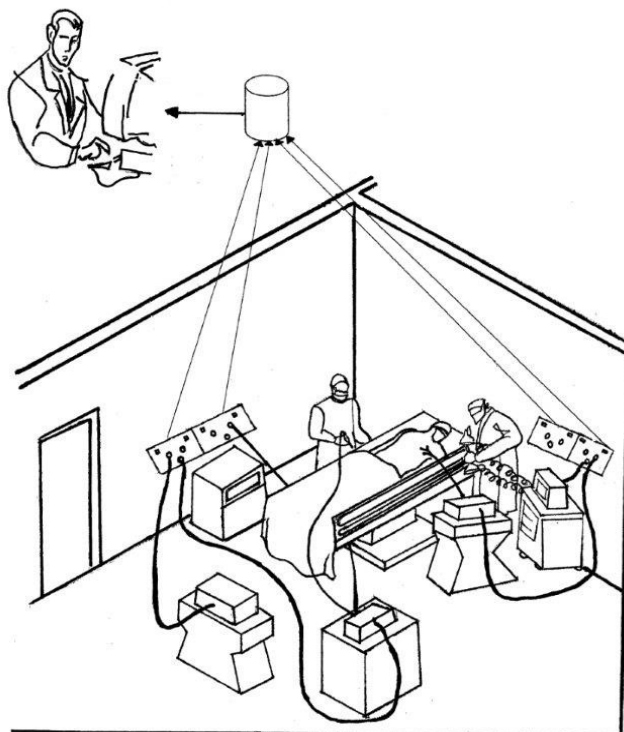


Figura 16: Sala de cirurgia com sistema de supervisão elétrica de EEM

Com esta versão da plataforma de referência, embarcada no painel de gases e tomadas, é possível aumentar o número de tomadas elétricas e, conseqüentemente, o número de EEM sendo supervisionados. Além disso, uma possível interferência da corrente de fuga de um EEM em outro poderá ser detectada.

O funcionamento da nova solução ocorre com a supervisão das correntes dos EEM e, quando ocorre um evento de fuga de corrente acima do limite configurado, um evento de risco de microchoque é gerado [RSHA13], contendo a identificação do EEM e valores que representam a FO da corrente de fuga. Nesse momento, é emitido um sinal de controle (ocorrência de fuga) avisando aos demais equipamentos de supervisão elétrica instalados na sala. Ao receber um sinal de ocorrência de fuga, são gerados eventos de 'acompanhamento', contendo os dados de supervisão dos EEM ligados. Os eventos de fuga e de acompanhamento são armazenados e processados pelo sistema de suporte, gerando alertas à equipe de engenharia clínica mais precisos.

Além das informações de acompanhamento de fuga, outras novas informações podem ser extraídas a partir desta segunda versão. Como exemplo, pode-se agora determinar o tempo e duração de um evento de fuga, assim como analisar a similaridade entre formas de onda de diferentes EEM ligados a um paciente [ReHS14].

Na implementação dessa segunda versão foi utilizado o kit Mbed NXP1768, que contém um μ c de 32 bits ARM Cortex-M3 (LPC1768). A mudança da plataforma de

desenvolvimento do AT91SAM7X-EK para o Mbed NXP LPC1768 ocorreu devido a melhores capacidades computacionais do Mbed em relação ao kit da Atmel. Além disso, as ferramentas de desenvolvimento fornecidas para o kit Mbed e sua melhor integração com a interface Ethernet também contribuíram para a mudança. A Tabela 3 ilustra algumas diferenças em relação ao protótipo desenvolvido com o kit da Atmel em relação ao kit Mbed.

Tabela 3: Plataforma de referência com AT91SAM7X256 versus Mbed NXP LPC1768 [ReHS14]

Elementos	AT91SAM7X256	NXP LPC1768
<i>Frequência de operação (Clock – MHz)</i>	48	96
<i>Memória Flash (Kb)</i>	256	512
<i>Memória SRAM (Kb)</i>	64	32*
<i>Número de tomadas supervisionadas</i>	4	3
<i>Tempo de cálculo do RMS por tomada</i>	3 ms	711 μ s
<i>Tempo de cálculo da FFT por tomada</i>	50 ms	11,5 ms

*Pela documentação são apenas 32Kb, porém pode-se usar a memória estendida, composta de dois segmentos de 16Kb, totalizando 64Kb.

O kit da NXP possui um *clock* maior em relação ao da Atmel. Isso proporciona menos tempo consumido em tarefas, como o cálculo do RMS e na pré-análise dos dados das formas de onda, como o cálculo da FFT. Tal fato pode ser comprovado pela redução desses valores em escala superior ao aumento do *clock*. Isso pode ser explicado pela mudança da arquitetura dos μ c, de ARM7TDMI para Cortex-M3, superior em termos de desempenho [Nage08].

Outro fator determinante para a mudança da plataforma de desenvolvimento foi a maior capacidade de memória Flash, onde a aplicação é armazenada. Tal fato proporcionou que novas funcionalidades, como o envio e recepção de acompanhamentos, pudessem ser implementadas. O fato da quantidade de memória RAM para a aplicação ser menor no kit da NXP em relação ao da Atmel não influenciou na aplicação. Na realidade, a quantidade total é a mesma, pois no kit Mbed, pode-se usar 32Kb de memória estendida.

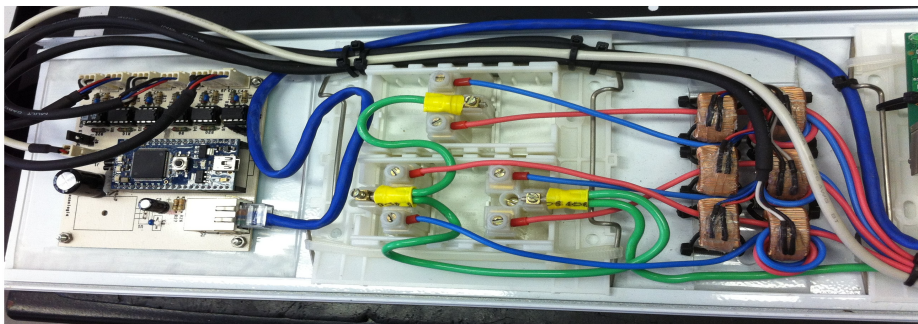
Em cada equipamento de monitoramento é possível a supervisão de até três tomadas com o kit da NXP, uma a menos em relação ao da Atmel. Esta redução no número de tomadas não dificulta a implantação em larga escala pelo fato de ser possível a integração com outros equipamentos de monitoramento, por meio das mensagens de 'acompanhamento'.

Esta segunda versão foi embarcada no painel de gases e tomadas e instalada na sala um do Centro Cirúrgico do Hospital São Vicente de Paulo. Na Figura 17a, pode ser visualizada a visão frontal do painel de gases de tomadas que possui um dispositivo para supervisão das correntes de alimentação e diferencial embarcado. Na Figura 17b, pode-se visualizar a parte interna, com o kit do microcontrolador (à esquerda), as

conexões das tomadas (centro) e os toroides para medir as correntes de alimentação e diferencial de três tomadas de energia, à direita.



(a)



(b)

Figura 17: Plataforma de referência: visão frontal (a) e parte interna (b) [ReHS14]

O software de suporte processa as informações coletadas pelos dispositivos embarcados e as armazena no BD (Figura 16). Ele manipula informações da supervisão elétrica dos EEM, considerando dados (valores calculados) relativos à corrente de alimentação e à corrente diferencial. Foi desenvolvido em linguagem Java e encontra-se em funcionamento junto ao setor de Engenharia Biomédica do HSVP. Neste local o software é acompanhado por um dos profissionais do setor de engenharia clínica do hospital. Este profissional é o Engenheiro Supervisor (ES).

Com os valores da corrente de alimentação o software contabiliza o tempo real de uso de um EEM, facilitando o processo de manutenção preventiva. Além disso, o software calcula o tempo de duração do procedimento cirúrgico, desde o primeiro EEM ser ligado na sala até que o último seja desligado.

Uma das funcionalidades do software de apoio é gerar alertas para a equipe de engenharia clínica. Os resultados das fugas ocorridas em uma determinada sala de cirurgia são informados por sala e são visualizados pelo ES, em tempo quase real, aproximadamente 1 s após a ocorrência. Ao ser informado da ocorrência de um evento de risco de microchoque, o ES pode visualizar a FO da corrente de fuga que originou o evento bem como a FO de todos os EEM ligados ao paciente. Além disso, informações como o tempo de duração da fuga de corrente, o valor eficaz e o valor médio, são disponibilizados.

Esta segunda versão da plataforma de referência possibilita que uma cirurgia tenha a corrente de todos os EEM supervisionada. Nesse ponto, diversos eventos de risco de microchoque são produzidos e torna-se necessário quantificar a periculosidade de cada evento.

4.1.3 VERSÃO ATUAL

A segunda versão foi melhorada durante o ano de 2014. A implementação da supervisão continua embarcada no painel de gases e tomadas e o μc segue o mesmo utilizado na 2a. versão da plataforma de referência. O intervalo de valores de corrente considerados pela versão atual são: entre 0 e 2 mA para correntes diferencial (fuga) e de 0 a 5 A para correntes de alimentação (fase). A Figura 18 ilustra uma visão geral do processamento ocorrido na supervisão das correntes elétricas e análise de periculosidade.

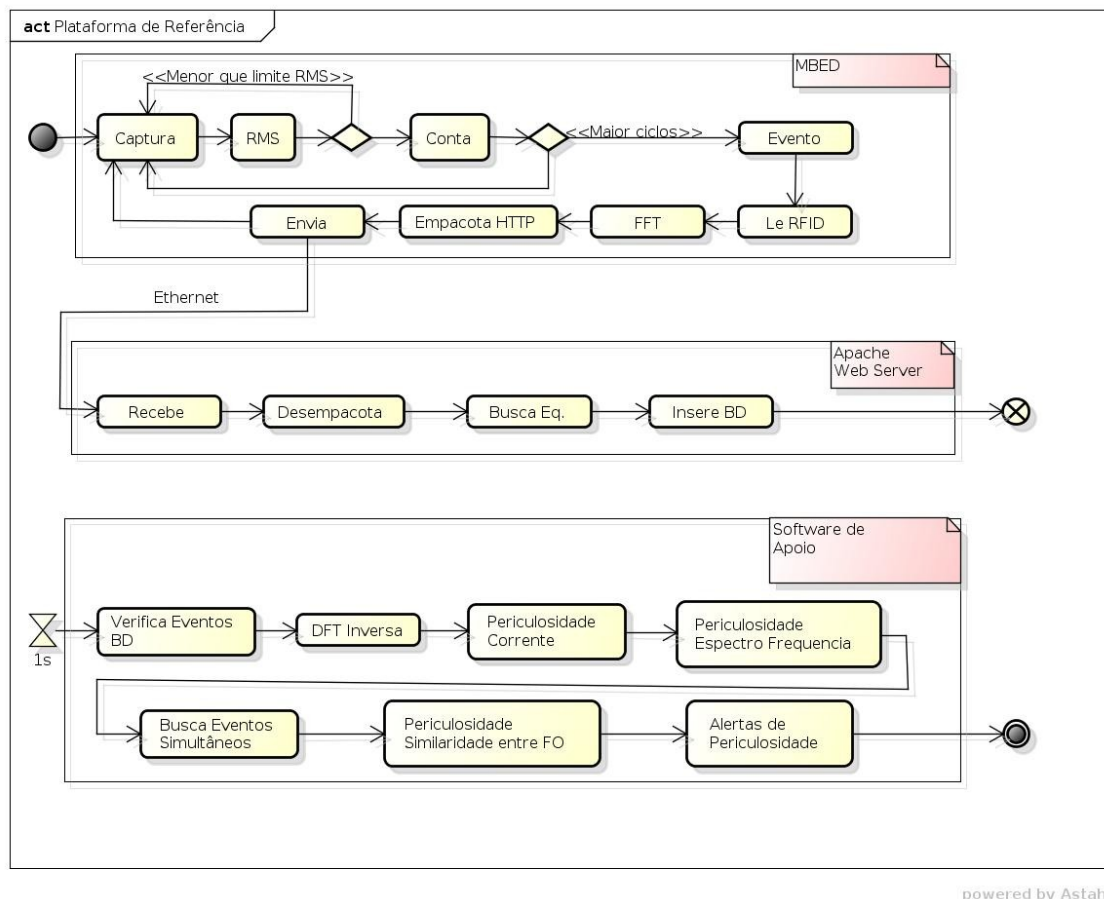


Figura 18: Fluxo de execução da Plataforma de Referência

Na Figura 18 pode-se perceber que a plataforma de referência é dividida em um módulo embarcado no painel de gases e tomadas, identificado na figura como MBED e um software de apoio. Entre eles, há uma camada de servidor Web que proporciona que comunicação de eventos gerados no MBED sejam adicionados no banco de dados. O firmware, realiza a captura de FO a cada ciclo de 16,6 ms. Para cada ciclo de análise, o valor RMS é calculado e comparado com o limite de RMS definido. Caso o RMS calculado seja maior, esse evento é contado. No momento em que o contador alcançar o limite de ciclos definidos, um evento é gerado e enviado ao servidor Web que realiza a inserção no BD. Nesse processo, ocorre a identificação do EEM (por RFID) e o cálculo da FFT para obtenção do espectro de frequência.

O limite RMS é definido por tomada e pode ser alterado no arquivo de configurações ou em tempo de execução, por uma interface de telnet implementada. O número de ciclos definido para geração de um evento é utilizado para minimizar falsos positivos, oriundos de variações normais da corrente alternada que não correspondem a um evento significativo. Por exemplo, caso o RMS de uma FO seja superior ao limite em apenas um ciclo (16,6 ms) esse poderia ser um falso positivo. O limites de ciclos é alterado por aquivo de configuração ou em tempo de execução.

O Software de Apoio monitora o BD, a cada segundo (esse valor pode ser alterado). A cada novo evento significativo detectado, a FO é reconstruída, por meio da DFT⁻¹ e a análise da periculosidade ocorre, sendo inicialmente avaliado o RMS e depois a corrente por frequência. Em seguida, uma busca no BD por eventos simultâneos ocorre e, caso sejam encontrados, análises da similaridade entre as FO simultâneas são realizados. Nessa análise, todas as FO simultâneas são comparadas com todas (com exceção da própria), sendo cada índice de similaridade encontrado considerado de acordo com a escala de periculosidade com base na similaridade entre FO.

As principais modificações da versão atual foram nas mensagens de acompanhamento e no software de apoio, que passou a analisar os eventos de risco de microchoque e informar, de acordo com escalas de periculosidade, o potencial dano à saúde, que cada evento gerado poderá produzir. No hardware, foi recolocado um capacitor em paralelo com o enrolamento de medida do toroide. Isto melhorou de forma significativa os problemas de níveis de corrente contínua que estavam sendo produzidos na saída do amplificador AD 623.

As mensagens de acompanhamento foram suprimidas do sistema, uma vez que causavam sobrecarga nas comunicações. A funcionalidade da solução não ficou comprometida, pois a supervisão elétrica continua e quando ocorre um evento de fuga (corrente diferencial) numa tomada relacionado com outro EEM em outra tomada, ambas apresentarão eventos de fuga em tempos muito próximos (vide seção 5.2.3).

As escalas de periculosidade propostas e implementadas foram a escala de periculosidade com base no valor da corrente, a escala de periculosidade com base na corrente por frequência e a escala de periculosidade com base na similaridade entre formas de onda de eventos simultâneos.

4.2 Periculosidade com base no valor da corrente

O valor da corrente de um choque é determinante quando se busca definir o dano que ele pode causar aos seres humanos [Dalz72], [Iec05b]. Quanto maior a corrente, maior também o dano que o choque pode causar. No caso de microchoques, o dano segue proporcional ao valor da corrente, porém baixos valores de corrente podem causar grandes danos, uma vez que a proteção oferecida pela resistência da pele não pode ser totalmente considerada.

São encontradas na literatura várias tabelas que descrevem os efeitos fisiológicos de diferentes intensidades de corrente. Direta ou indiretamente, as tabelas apontam para estudos de Dalziel (seção 3.1). A Tabela 1, publicada por Dalziel em [Dalz56], define efeitos fisiológicos da corrente no corpo humano.

Os valores limites de corrente foram ratificados por Dalziel em [Dalz72], com exceção do limite para fibrilação ventricular, onde não é proposto um valor, mas uma equação em função do tempo e do peso (Equação).

$$I = \frac{K}{\sqrt{t}} \quad (4)$$

Onde:

I é o valor da corrente necessária para fibrilação ventricular, em mA

K representa uma constante empírica determinada pelo peso (em Kg)

t é o tempo em segundos [Dalz72],[Nabo09]

A norma IEC 60479-1, também define valores limites de corrente para diferentes efeitos. Dentre eles o limite para reação (0,5 mA), para capacidade de soltar (10 mA) e o limite para fibrilação ventricular. De forma análoga a Dalziel, o limite para fibrilação ventricular descrito na norma leva em consideração o tempo. Ele é de 50 mA para choques com duração a partir de 1,0 s ou 40 mA para choques com duração de pelo menos 3 s [Iec05b]. Uma importante ressalva em relação aos valores de corrente é que nos estudos de microchoque durante procedimentos cirúrgicos, não se pode levar em consideração a proteção oferecida pela pele, uma vez que o paciente está com a parte interna de seu corpo exposta.

Uma escala de periculosidade do microchoque a partir do valor da corrente de 60 Hz pode ser formulada levando em consideração a abrupta queda da resistência da pele, quando a mesma estiver rompida ou úmida [Dalz72], [Olso09]. Os valores da resistência caem para 1% do valor normal. Dessa forma, os valores de corrente para obtenção dos mesmos efeitos fisiológicos devem ser consideradas com apenas 1% do valor nominal para macrochoques. A Tabela 4 ilustra uma escala de efeitos e valores para macrochoques e microchoques.

Os valores de macrochoque da Tabela 4 foram obtidos dos trabalhos de Dalziel e da norma IEC 60479-1. No caso de valores diferentes para o mesmo efeito, foi considerado o mais baixo. Alguns valores são divididos por gênero e, da mesma forma como referência, foi usado o mais baixo.

Os valores de corrente para microchoque foram obtidos a partir de 1% dos valores de macrochoque [Dalz72], [Olso09]. O valor da corrente a ser considerado em microchoque é obtido por meio da corrente diferencial de EEM, uma vez que medir diretamente em pacientes pode causar mais complicações do que benefícios [ReHS14].

Na Tabela 4 há três escalas a serem consideradas em microchoques: Normal (N), Atenção (A) e Perigo (P). Essas escalas foram definidas em função dos efeitos fisiológicos que a corrente apresenta no corpo humano. Os valores que ficam abaixo do limite para soltar, foram considerados na escala de risco como 'Normal', uma vez que não interferem no controle muscular. Os valores acima do limite para fibrilação ventricular são considerados na escala como 'Perigo', uma vez que podem iniciar efeitos que frequentemente 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.

Tabela 4: Escala de periculosidade de macrochoque e microchoque em mA, adaptada de [ReSH14], onde H significa homem e M mulher.

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

* A Norma IEC 60479-1 define o valor de 0,5 mA como limite de reação para macrochoques. O valor, se colocado na Tabela, ficaria dentro da escala considerada Normal.

Segundo a escala de periculosidade pelo valor da corrente, descrita na Tabela 4, uma corrente de fuga de 0,05 mA seria considerada na escala 'Normal', assim como um valor até 0,10 mA (inclusive). Uma corrente de fuga de 0,23 mA é classificado como 'Atenção', uma vez que pode causar efeitos de contração muscular, dor e dificuldade de respirar. Alguns desses efeitos podem não ocasionar danos diretos a um paciente anestesiado e com respiração artificial. Porém, esses efeitos podem causar complicações pós-cirúrgicas (dor nos músculos que estiveram por muito tempo sob ação do microchoque) e mesmo durante a cirurgia, como a redução da capacidade de respiração. Uma corrente de fuga com valor acima de 0,50 mA é considerada na escala de 'Perigo' e deve receber atenção imediata da equipe de engenharia clínica.

Salienta-se que as escalas propostas ('Normal', 'Atenção' e 'Perigo') devem ser consideradas apenas em casos de correntes de fuga de EEM na análise de microchoque ou risco de microchoques. Não é intenção desta tese criar uma nova escala de danos e efeitos da corrente de macrochoques em seres humanos, tópico extensamente coberto na literatura (vide seções 2.2.1, 3.1 e 3.2).

4.3 Periculosidade com base na corrente por frequência

O uso da CA com frequências acima de 50/60 Hz é a cada dia maior em equipamentos elétricos de uso comum [Iec05c]. Os EEM também são exemplos onde ocorre o consumo de corrente a frequências maiores que 50/60 Hz, principalmente aqueles que usam fontes chaveadas, como monitores cardíacos, unidades eletrocirúrgicas (bisturis eletrônicos) e outros.

Há estudos que relacionam as reações do corpo humano e de animais quando submetidos aos choques elétricos de frequências diferentes de 50/60Hz. Quanto maior a frequência, maior a quantidade de corrente necessária para se obter os mesmos efeitos fisiológicos da corrente a 50/60 Hz. Dalziel afirma que quanto maior a frequência da CA, maior a quantidade de corrente necessária para obter fibrilação ventricular. Ele relata experimentos realizados em cachorros por Gueddes e Baker na *Baylor College of Medicine*, Texas, onde foi definido que a corrente a 3.000 Hz necessária para produzir fibrilação ventricular era de 22 a 28 vezes maior que a de 50/60 Hz [Dalz72].

A norma IEC 60479-2 trata dos efeitos da corrente em frequências acima de 50/60 Hz. A norma apresenta curvas com o fator de frequência necessário para se obter efeitos como percepção, capacidade de soltar e fibrilação ventricular [Iec05c]. A Figura 19 ilustra duas das curvas apresentadas na norma IEC 60479-2.

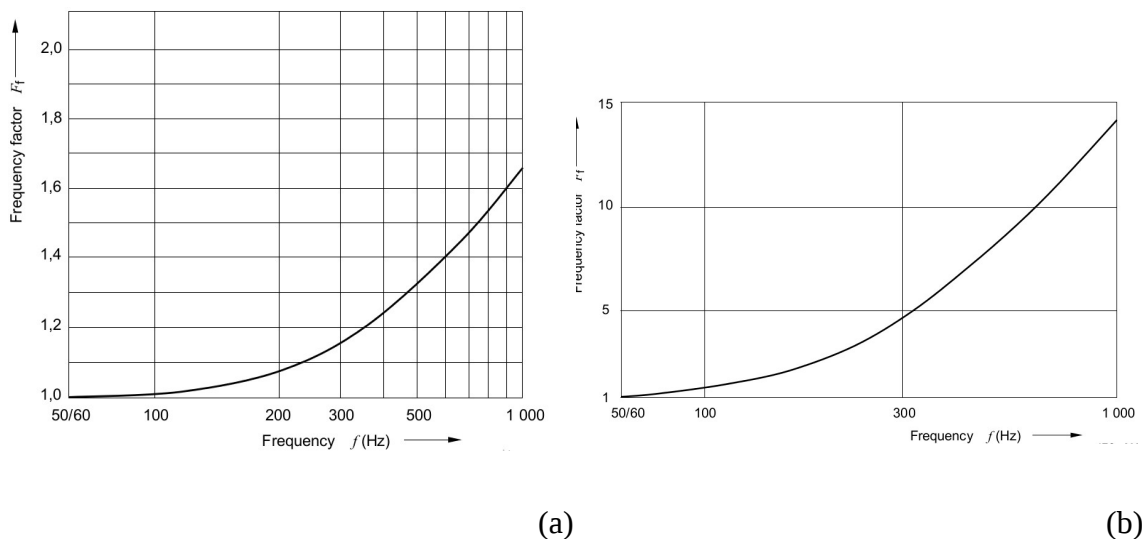


Figura 19: Curva com fator de frequência para de *let-go* (a) e fibrilação (b) extraídas de [Iec05b]

O fator de frequência, ilustrado na Figura 19, é um multiplicador a ser aplicado sobre o limite de corrente para um efeito em especial. Ele pode ser usado no cálculo da corrente necessária para o mesmo efeito de 50/60 Hz na frequência escolhida. Por exemplo, o limite de corrente a 600 Hz em que um ser humano consegue manter a capacidade de soltar é de 140 mA: $1,4 \times 10$ mA (fator 1,4 pode ser visualizado na Figura 19a). Olhando de outra forma, pode-se afirmar que 140 mA a 600 Hz produz o mesmo efeito no corpo humano que 10 mA a 50/60 Hz. A Tabela 5 apresenta os fatores de frequência para percepção, capacidade de soltar e fibrilação ventricular das harmônicas de 60 Hz até 1000 Hz, extraídas da norma IEC 60479-2.

Tabela 5: Fatores de frequência para efeitos da corrente [Iec05b]

Frequência	Percepção	Soltar	Fibrilação
60	1,0000	1,0000	1,0000
120	1,0231	1,0281	1,5838
180	1,0741	1,0574	2,1562
240	1,1377	1,1039	3,1381
300	1,2207	1,1579	4,6736
360	1,3024	1,2480	5,2739
420	1,3872	1,2596	5,9491
480	1,4707	1,3107	6,6688
540	1,5534	1,3594	7,4219
600	1,6446	1,4000	8,1751
660	1,7101	1,4461	8,9785
720	1,7781	1,4864	9,8098
780	1,8485	1,5246	10,6694
840	1,9204	1,5638	11,5822
900	2,0000	1,6300	12,5364
960	2,1100	1,6366	13,5115

Usando os fatores de frequência da Tabela 5, aplicados aos valores limite de percepção, capacidade de soltar e fibrilação ventricular da Tabela 4, pode-se obter os valores limite para os efeitos da corrente por frequência. Esses valores são para macrochoques e, aplicando a mesma relação da redução da resistência da pele, pode-se definir os limites da corrente por frequência em cada efeito fisiológico. A Tabela 6 ilustra os limites de corrente para macrochoques e microchoques por frequência.

Tabela 6: Limites de corrente por frequência para macrochoques e microchoques

Frequência	Macrochoque			Microchoque		
	Percepção	Soltar	Fibrilação	Percepção	Soltar	Fibrilação
60	0,700	10,000	50,000	0,060	0,100	0,500
120	0,716	10,281	79,190	0,061	0,103	0,792
180	0,752	10,574	107,810	0,064	0,106	1,078
240	0,796	11,039	156,905	0,068	0,110	1,569
300	0,854	11,579	233,680	0,073	0,116	2,337
360	0,912	12,480	263,695	0,078	0,125	2,637
420	0,971	12,596	297,455	0,083	0,126	2,975
480	1,029	13,107	333,440	0,088	0,131	3,334
540	1,087	13,594	371,095	0,093	0,136	3,711
600	1,151	14,000	408,755	0,099	0,140	4,088
660	1,197	14,461	448,925	0,103	0,145	4,489
720	1,245	14,864	490,490	0,107	0,149	4,905
780	1,294	15,246	533,470	0,111	0,153	5,335
840	1,344	15,638	579,110	0,115	0,156	5,791
900	1,400	16,300	626,820	0,120	0,163	6,268
960	1,477	16,366	675,575	0,127	0,164	6,756

A Tabela 6 mostra valores RMS de limites em mA para cada uma das frequências múltiplas da fundamental até 1,0 KHz. São colocados três diferentes limites para efeitos da corrente: percepção, capacidade de soltar e fibrilação, representando o efeito fisiológico esperado da corrente na frequência. Quando uma corrente numa determinada frequência alcança o limite da percepção nessa frequência, significa que o paciente pode perceber esta corrente em seu corpo. Caso a corrente numa frequência ultrapasse o limite da capacidade de soltar nesta frequência, significa em macrochoques, que ela ultrapassou o valor máximo onde uma pessoa consegue controlar a musculatura e soltar um objeto. Neste caso há possibilidade de que a corrente naquela frequência possa ser prejudicial à saúde. Uma vez que a corrente supere o limite da fibrilação ventricular numa determinada frequência, pode-se afirmar que o paciente está sob grave risco.

Pode-se associar as escalas de percepção, capacidade de soltar e fibrilação ventricular a indicadores de possibilidade de dano à saúde. Por exemplo, a partir da Tabela 6 pode-se definir que o limite da percepção pode ser considerado um valor na faixa 'Normal', o limite da capacidade de soltar pode ser indicativo de valores na faixa de 'Alerta' e o limite de fibrilação pode ser associado a uma faixa de 'Perigo', pelo iminente potencial de dano ao paciente. A equação 5 determina a faixa de dano por corrente nas frequência múltiplas de 60 Hz até 1,0 KHz.

$$Faixa = \begin{cases} 'Normal' & \text{sse } I_f \leq L_{sf} \\ 'Atenção' & \text{sse } L_{sf} < I_f \leq L_{ff} \\ 'Perigo' & \text{sse } I_f > L_{ff} \end{cases} \quad (5)$$

Onde:

I_f é a corrente de fuga numa frequência f sendo avaliada ;

L_{sf} é o limite corrente para a capacidade de soltar numa frequência f sendo avaliada ;

L_{ff} é o limite da corrente para a fibrilação numa frequência f sendo avaliada ;

Tomando como base os valores apresentados na Tabela 6 para análise de microchoques e a Equação 5, caso um valor da corrente de fuga alcance 0,1234 mA em 300 Hz, pode-se afirmar que essa corrente pode ser percebida (maior que 0,073 mA), porém, normalmente, o paciente não vai reagir de forma perceptível, uma vez que está sob efeito de anestesia. Além disso, ela extrapola o limite da capacidade de soltar (maior que 0,116 mA), interferindo no controle muscular. Por outro lado, esse valor de corrente não chega ao limite de fibrilação ventricular que é de 2,337 mA a 300 Hz.

Considerando que existem estudos sobre reação do corpo humano em relação às frequências dos microchoques, a pesquisa avançou para utilizar estas informações. Para isto, foi necessário conhecer as frequências das harmônicas que formavam as correntes elétricas dos EEM durante um evento de microchoque. A plataforma de referência (seção 4.1.3) obtém o espectro de frequência destas correntes por meio da FFT realizada no μ c. A Figura 20 mostra uma forma de onda de uma corrente de alimentação de um EEM (código 6221990) e seu respectivo espectro de frequência.

Os valores das correntes apresentados no espectro de frequência são valores de pico da forma de onda. Dessa forma, para usar os valores da Tabela 6 para microchoques a partir dos dados obtidos na plataforma de referência, deve-se realizar a conversão dos valores de pico da FFT em valor RMS. Isso pode ser feito pela Equação 6.

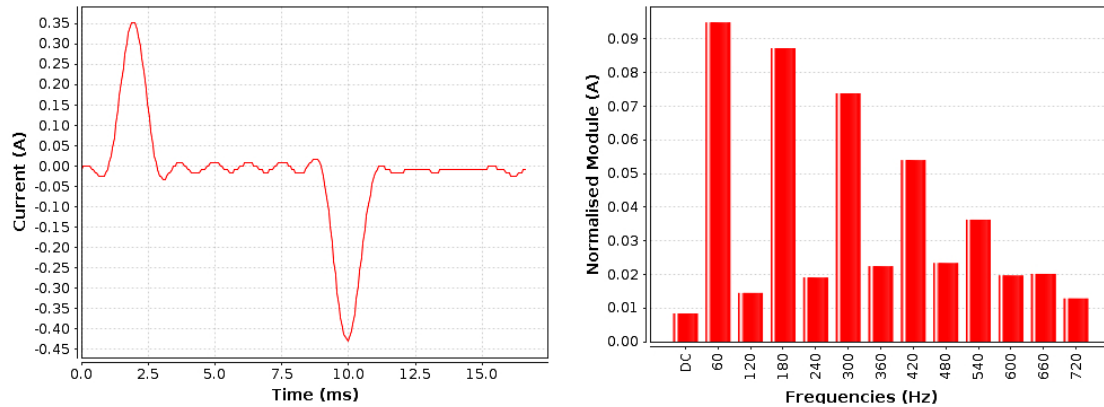


Figura 20: FO de alimentação e espectro de frequência de um cautério Wem SS100MC

$$I_f RMS = \sqrt{\frac{I_f Pico^2}{2}} \quad (6)$$

Onde:

$I_f RMS$ é o valor RMS da corrente numa frequência f sendo avaliada;

$I_f Pico$ é o valor de pico da corrente de fuga numa frequência f sendo avaliada;

Aplicando a Equação 6 aos valores obtidos pelo espectro de frequência, pode-se comparar com os valores da corrente por frequência da Tabela 6 e, a partir da Equação 5, definir a faixa de dano à saúde de uma corrente numa frequência. Convém salientar que os valores constantes na Tabela 6 marcam valores superiores ao que pode ser medido pela plataforma de referência que é de 2,0 mA (seção 4.1.3). Valores superiores podem ser capturados, porém com deformação do valor e da forma de onda. Esse fato não traz problemas para a metodologia da solução, uma vez que valores de correntes de fuga acima de 2,0 mA já são considerados riscos à saúde do paciente e, em qualquer frequência, já são considerados na faixa de perigo.

4.4 Periculosidade com base na similaridade entre formas de onda

Na seção 2.3 foram apresentados métodos para a comparação da similaridade entre FO. Nesta seção, o objetivo é definir qual(is) pode(m) ser utilizado(s) e definir uma escala de similaridade de ondas elétricas. Para isto, foram capturadas FO de cinco EEM, que podem ser visualizados na Tabela 7. A partir de uma escala de similaridade entre FO de corrente elétrica, será definida a escala de periculosidade de microchoque.

As FO capturadas são relativas a corrente de alimentação dos diferentes EEMs. Uma vez que não há necessidade de realizar os experimentos com as correntes de alimentação e também diferencial, optou-se por realizar apenas com correntes de alimentação, em virtude da maior facilidade de obtenção e possibilidade de reprodução dos experimentos. O trabalho com FO de alimentação pode ser usado para análise de similaridade entre FO de corrente diferencial (fuga) uma vez que as formas de ondas são similares.

Tabela 7: Equipamentos usados em testes de similaridade

ID	Patrimônio	Tipo	Marca	Modelo
A	02-013-0070	Cautério	Megadyne	Mega Power
B	02-013-0050	Cautério	Wem	SS 100MC
C	02-179-0144	Monitor Multiparamétrico	DataScope	Trio
D	02-179-0062	Monitor Multiparamétrico	GE	Datex-Ohmeda
E	02-038-0001	Incubadora	Fanem	Isolet

Para os experimentos, cada EEM será identificado pelo ID informado na primeira coluna da Tabela 7. A segunda coluna representa o número de patrimônio do equipamento no HSVP. As outras três colunas indicam o tipo, marca e modelo de cada equipamento. Para cada EEM foram comparados os dados de duas FO em funções distintas. A aquisição dos valores foi realizada usando a plataforma de referência. A Tabela 8 ilustra as FO adquiridas.

Tabela 8: Relação de formas de ondas utilizadas nos testes de similaridade

N	Código	ID	Modo	Data	Hora
1	6222035	A	Corte	22/04/14	10:17:38
2	6222041	A	Corte	22/04/14	10:19:25
3	6222047	A	Coagulação	22/04/14	10:20:51
4	6222049	A	Coagulação	22/04/14	10:21:12
5	6222132	B	Corte	22/04/14	11:00:34
6	6222153	B	Corte	22/04/14	11:13:30
7	6222404	B	Coagulação	22/05/14	11:21:45
8	6222448	B	Coagulação	22/05/14	11:32:42
9	6221988	C	-	22/04/14	09:35:10
10	6221997	C	-	22/04/14	09:42:56
11	6222009	D	-	22/04/14	09:56:40
12	6222013	D	-	22/04/14	10:00:58
13	6222311	E	-	22/05/14	10:44:39
14	6222315	E	-	22/05/14	10:44:58

As FO adquiridas possuem um identificador numérico único para ser usado em comparações, na primeira coluna. Em seguida, na segunda coluna, o código de captura no BD da plataforma de referência e o ID do EEM (Tabela 7) na terceira coluna. A quarta coluna indica o modo de operação, enquanto na quinta e sexta colunas estão a data e a hora em que as FO foram capturadas.

Cada FO da Tabela 8 foi comparada com todas as demais (incluindo ela mesma), uma de cada vez. Ao todo nessa etapa foram realizados 98 (algumas comparações não foram realizadas) conjuntos de testes com os três métodos descritos na seção 2.3, já aplicados o deslocamento apresentado na seção 2.3.6. Dessa forma, os resultados apresentados para os métodos terão valores que consideram os deslocamentos. Os métodos foram implementados usando a linguagem de programação Java em sua versão 1.7.0_51, com auxílio do programa de desenvolvimento NetBeans IDE versão 8.0.

A Tabela 9 contém resultados de algumas comparações realizadas, sendo as FO identificadas na primeira e segunda coluna. Foi adicionada uma coluna contendo a similaridade esperada, com base no EEM e função desempenhada. As três últimas colunas apresentam os resultados da similaridade entre as FO para os métodos selecionados.

Tabela 9: Análise de resultados da similaridade entre FO

FO1	FO2	Esperada	ρ	r	RMSD
3	3	Máxima	1,000	1,000	0,000
13	13	Máxima	1,000	1,000	0,000
1	2	Alta	-0,998	-0,998	0,224
9	10	Alta	-0,956	-0,956	0,069
1	3	Alta	-0,989	-0,989	0,423
1	4	Alta	0,994	0,994	0,399
9	11	Média	-0,885	-0,885	0,068
10	12	Média	0,900	0,900	0,055
10	14	Baixa	0,584	0,584	0,908
4	11	Baixa	-0,796	-0,796	0,615

Quando era esperada à similaridade máxima, todos os métodos de comparação produziram esse resultado. Por máximo de similaridade se entende que o método de Spearman com deslocamento no tempo e o de Pearson com deslocamento no tempo devem produzir 1,000 (ou -1,000), enquanto o RMSD com deslocamento no tempo deve resultar em 0,000. As linhas um e dois da Tabela 9 comprovam essa constatação. A similaridade máxima foi adquirida na comparação das ondas com elas mesmas.

A Figura 21 ilustra a comparação da FO 1 com a FO 3, quinta linha da Tabela 9. Na esquerda são visualizadas as formas de onda sem deslocamento, enquanto na direita ajustadas pelo melhor deslocamento.

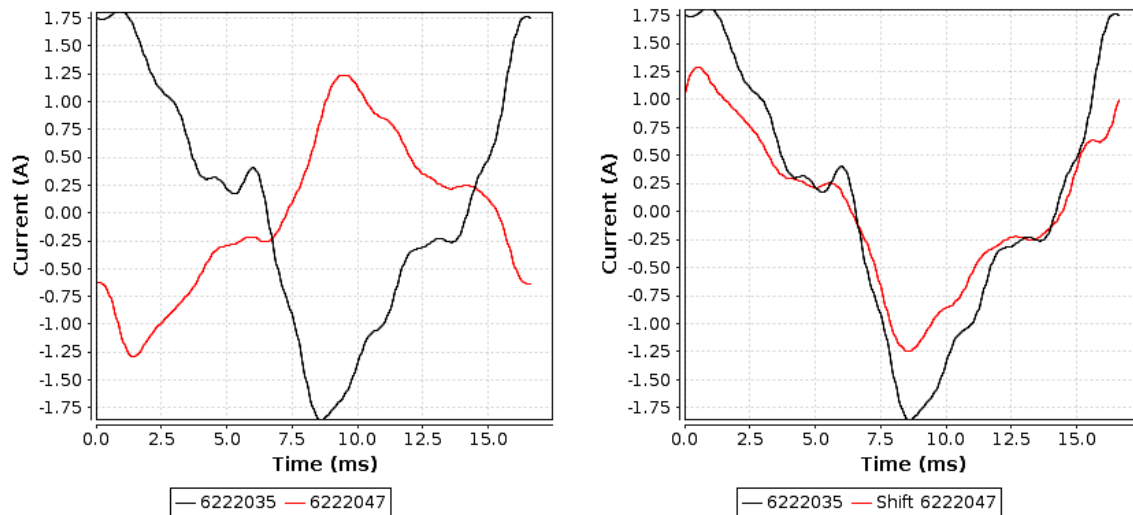


Figura 21: Comparação de ondas do cautério A em corte e coagulação

Pode-se perceber que a similaridade entre as formas de onda é alta. Esse resultado era esperado, uma vez que são formas de onda do mesmo EEM, porém em função distinta. Quando comparadas FO de equipamentos diferentes, a similaridade esperada era baixa. A Figura 22 ilustra a comparação entre a FO 10 e a FO 14, penúltima linha da Tabela 9.

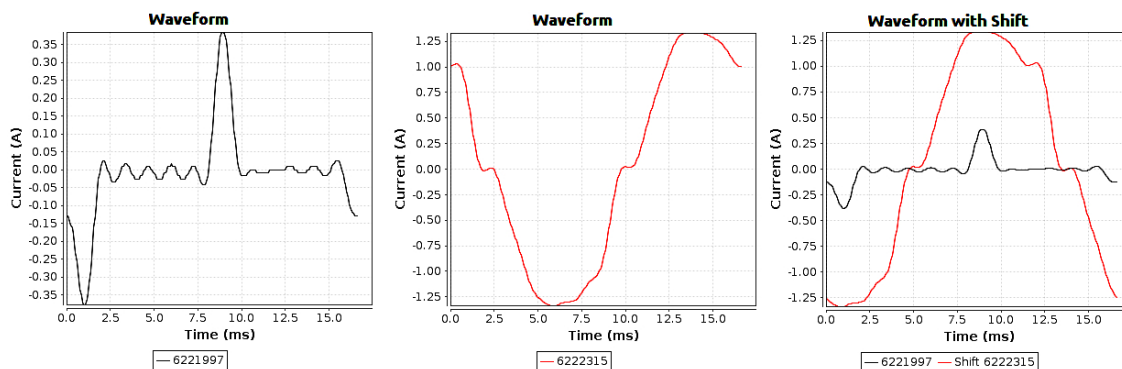


Figura 22: Comparação entre formas de ondas do Monitor Multiparamétrico C e Incubadora E

Na parte esquerda da Figura 22, as FO sem deslocamento são apresentadas. Além disso, a escala das FO varia de acordo com seu valor de pico. Na direita, as FO estão com o melhor deslocamento encontrado e na mesma escala de valores de corrente. Pode-se perceber que a similaridade é baixa.

Ao comparar FO do mesmo equipamento realizando a mesma operação, porém com FO diferentes, a similaridade esperada era alta. Os métodos de Pearson e Spearman apresentaram valores entre -0,956 e -0,998, enquanto o método RMSD informou valores entre 0,055 e 0,224. Nesse teste um dos equipamentos, o cautério B, não apresentou a similaridade esperada. Inicialmente foram capturadas quatro FO do cautério B, duas em corte e duas em coagulação, porém a similaridade esperada não foi encontrada. Foram então adquiridas mais oito FO do cautério em coagulação (modo em que a similaridade foi menor) e repetidos os testes; novamente a similaridade esperada

não foi encontrada. Este é um resultado importante que ainda deverá ser investigado, pois suspeita-se que possa existir algum problema elétrico com o EEM, uma vez que voltou recentemente de manutenção externa e não foi aprovado nos testes de segurança elétrica realizados pelos equipamentos de calibração e ensaio do hospital. Dessa forma, para a análise dos métodos de similaridade, as FO do cautério B foram desconsideradas, mas foram úteis para motivação de trabalhos futuros.

Para o mesmo EEM executando operações diferentes à similaridade esperada era alta. O método do RMSD informou resultados entre 0,399 e 0,426. Os resultados encontrados com os métodos de Spearman e Pearson estão entre -0,989 e 0,994.

Em equipamentos diferentes realizando a mesma operação era esperada uma similaridade média. Spearman e Pearson apresentaram valores entre -0,885 e 0,900, enquanto o RMSD informou resultado entre 0,055 e 0,068. A Figura 23 ilustra a comparação entre a FO 9 com a FO 11 (Tabela 9).

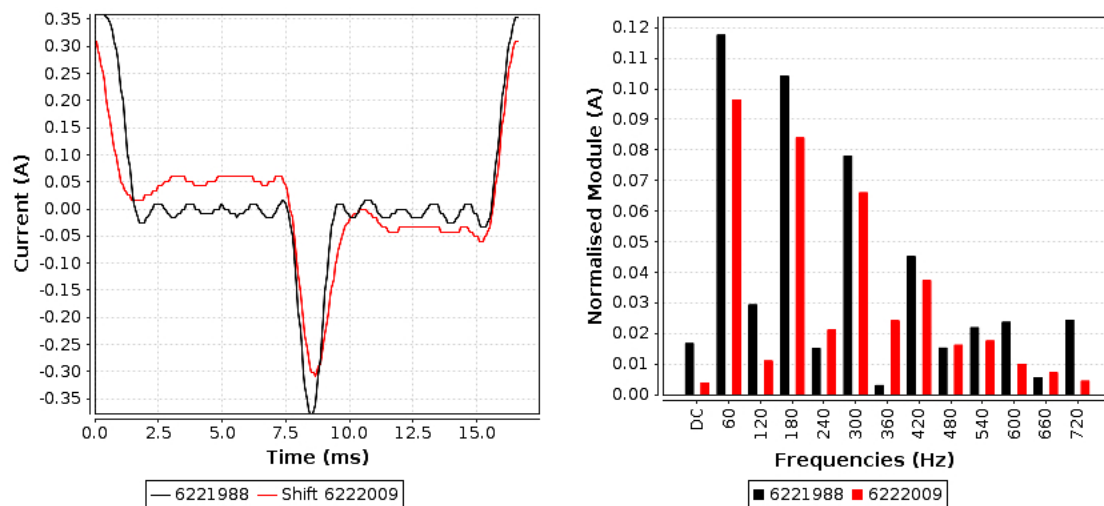


Figura 23: Comparação entre formas de ondas do Monitor Multiparamétrico C com o Monitor Multiparmétrico D

Pode-se perceber que a similaridade existiu, porém em nível moderado. Uma análise realizada por meio do espectro de frequência das FO (lado direito da Figura 23), mostra uma diferença no habitual uso da corrente a 240, 360, 480 e 660 Hz. Nesses casos, os consumos em cada frequência do cautério D (FO deslocada, em vermelho) são menores que o do cautério C, o contrário dos demais casos. Com 240 e 480 Hz as diferenças são mínimas, porém uma grande diferença pode ser encontrada a 360Hz.

Com equipamentos diferentes executando operações diferentes a similaridade esperada era baixa. Para o método RMSD os valores obtidos foram entre 0,601 e 0,908, à medida em que Pearson e Spearman informaram valores entre 0,584 e -0,796.

No teste com equipamentos diferentes em operações diferentes, o Cautério A apresentou similaridade próxima a máxima com a Incubadora E. Foi constatado que o cautério, que utiliza fonte chaveada, apresenta FO muito parecida com as da incubadora, que não utiliza fonte chaveada. Por esse fato, foram descartadas as comparações entre os dois equipamentos até que a equipe possa estudar melhor esta situação.

Nos testes o método do RMSD não apresentou resultados que pudessem identificar diferentes padrões de similaridade, informando valores díspares para os intervalos de similaridade esperada. Dessa forma, foi classificado como impreciso para comparação de dados obtidos em ondas de corrente elétrica.

Os métodos de Pearson e de Spearman apresentaram o mesmo resultado nos testes. Buscando investigar se os resultados seriam sempre os mesmos, foi realizado um experimento com 5.000 (cinco mil) ondas, adquiridas no Centro Cirúrgico do HSVP de 05 de julho de 2013 a 22 de maio de 2014, para comparar o resultado dos dois métodos. O experimento foi realizado usando a linguagem de programação Java e variáveis do tipo double. No total foram 12.497.500 testes entre as 5.000 ondas, sendo que cada onda foi comparada com todas as outras uma única vez. A bateria de testes foi repetida seis vezes.

O experimento foi realizado com os resultados dos coeficientes levando em consideração quatro algoritmos. Em apenas 0,001% dos testes (128) o resultado foi diferente e, mesmo nesses 128 casos o valor absoluto dos métodos foi igual, o que os distinguiu foi o sinal (positivo ou negativo) entre os resultados, não influenciando dessa forma os métodos, uma vez que o sinal apenas indica a direção da similaridade entre as ondas. Por meio desse experimento, pode-se concluir que o método utilizado para aferir a similaridade é indiferente, pois tanto Pearson quanto o Spearman apresentaram o mesmo valor para o coeficiente, divergindo em alguns casos apenas no sinal.

Para tal, foram realizados testes com diferentes quantidades de ondas a serem comparadas (100, 200, 300, 500, 1.000, 2.000, 3.000 e 5.000). Ao final dos testes o método de Spearman apresentou o resultado, em média, de um quarto do tempo comparado com o método de Pearson. Dessa forma, caso a funcionalidade de detecção de similaridade seja embarcada, o método mais adequado seria o de Spearman.

Buscou-se então uma sugestão de escala de similaridade, que no futuro poderá ser alterada, mas que serve de passo inicial para ser colocado em uso e testado. Com o objetivo de definir valores numéricos para a escala de similaridade, tentou-se usar as escalas de Levin Fox e Costa SF, descritas na Seção 2.3.4. Porém ambas as escalas não puderam ser utilizadas, uma vez que os resultados para FO elétricas são muito próximos e as duas escalas sugerem que a variação seja maior. Dessa forma, na Tabela 10 é apresentada uma proposta de escala de similaridade para FO de corrente elétrica.

Tabela 10: Escala de Similaridade entre Formas de Ondas Elétricas de corrente

Similaridade	Intervalo
<i>Máxima</i>	[1,000; 1,000]
<i>Alta</i>	[0,950; 0,999]
<i>Média</i>	[0,850; 0,949]
<i>Baixa</i>	[0,500; 0,849]
<i>Mínima</i>	[0,001; 0,499]

Os valores dos intervalos propostos na Tabela 10 consideram o coeficiente em módulo, não diferenciando valores negativos de positivos. A escala define cinco níveis

para similaridade. Ela pode ser usada tanto com os resultados do Coeficiente de Pearson quanto com o de Spearman. Salienta-se que os cálculos dos coeficientes deve levar em consideração o deslocamento no tempo de uma das ondas.

Os dados da Tabela 10 podem ser usados para a comparação de FO elétricas de corrente de fuga de EEM em cirurgia, auxiliando o processo de detecção de microchoque. Os experimentos realizados mostram que fugas produzidas artificialmente entre uma tomada elétrica e outra da plataforma de referência podem ser detectadas nas duas tomadas e, se a similaridade entre as formas de onda detectadas for alta, é possível que a corrente fuga esteja circulando o corpo do paciente durante uma cirurgia.

A partir da escala de similaridade descrita na Tabela 10, pode-se criar uma escala de periculosidade a pacientes, levando em consideração a similaridade entre duas FO de corrente de fuga adquiridas num intervalo próximo de tempo pela plataforma de referência. A Tabela 11 relaciona a periculosidade em relação a similaridade entre FO.

Tabela 11: Escala de Periculosidade a partir da similaridade entre Ondas Elétricas

Periculosidade	Similaridade entre Ondas
<i>Normal</i>	<i>Mínima ∨ Baixa</i>
<i>Atenção</i>	<i>Média</i>
<i>Perigo</i>	<i>Alta ∨ Máxima</i>

Na escala da Tabela 11, quanto maior a similaridade entre as formas de onda, maior o perigo ao paciente, uma vez que se pode supor que a corrente elétrica esteja passando de um EEM para outro, sendo o paciente o meio de conexão, ocasionando assim um microchoque. Portanto, quando ocorrer similaridade considerada Mínima ou Baixa (Tabela 10) entre FO elétricas de corrente de fuga simultâneas em EEM ligados ao mesmo paciente, pode-se considerar dentro de uma escala Normal. Por outro lado, caso a similaridade seja Alta ou Máxima, a escala de periculosidade aponta para Perigo, uma vez que um microchoque pode estar ocorrendo.

5 RESULTADOS

Neste capítulo são descritos alguns dos resultados obtidos nessa tese. Eles serão divididos em duas partes: a primeira com os resultados obtidos em testes de laboratório, em ambiente conhecido e controlado, necessário para fazer uma validação dos valores e formas de onda capturadas com a plataforma de referência e a segunda com a análise dos dados coletados junto ao centro cirúrgico do HSVP. A análise dos resultados levará em conta as escalas de periculosidade propostas nas seções 4.2, 4.3 e 4.4.

5.1 Experimentos realizados

Conforme descrito na seção 4.1, a plataforma de referência consegue capturar a FO e o valor RMS de correntes de alimentação (fase) e diferencial (fuga) de EEM. Então, para auxiliar no processo dos testes, foram criadas 'caixas' que podem ser utilizadas para simular EEM. Várias simulações podem ser realizadas, desde o consumo elétrico (alimentação), passando pela geração de fugas de corrente com diferentes formas de onda e realizando a simulação de microchoques. Essas caixas podem ser visualizadas na Figura 24.

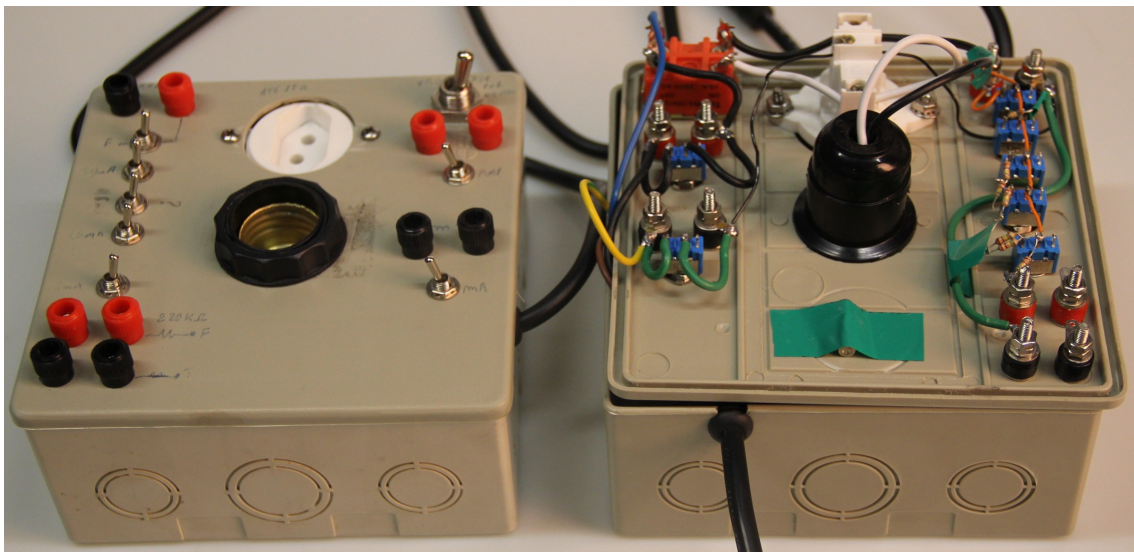


Figura 24: Caixas para simulação de EEM. A caixa da direita está com a tampa virada para permitir a visualização interna das ligações dos resistores, conectores e chaves.

As caixas mostradas na Figura 24 possuem em sua parte frontal duas possibilidades de conexão de carga: uma tomada elétrica (três pinos no padrão brasileiro) e um soquete para colocação de lâmpadas. Com essas conexões pode-se ligar equipamentos elétrico/eletrônicos e verificar sua corrente de alimentação. Além disso, a caixa possui chaves para produção artificial de fugas de corrente com valores

pré-definidos para sistemas TN-S. As fugas são geradas usando diferentes resistores, produzindo correntes de fuga de 50 μ A, 0,5 mA, 1,0 mA e 2,0 mA. Pode-se combinar o uso das chaves para obter valores diferentes. São disponibilizados também soquetes para plugues banana (nome no Brasil do plugue de quatro mm de diâmetro) onde pode-se ligar componentes eletrônicos para a geração de diferentes fugas.

Os testes foram realizados usando um painel móvel (Figura 17), equipado com o hardware e firmware da plataforma de referência, sendo os resultados visualizados com o software de apoio. Para testes com o sistema IT-Médico, foi usada uma 'maleta' que produz um sistema IT-Médico, apresentada na Figura 25.



Figura 25: Maleta que produz um sistema IT-Médico

A maleta que produz o sistema IT-Médico, contém um transformador de isolamento e um dispositivo DSI. Ela pertence à empresa Elomed, gentilmente cedida para testes. Além dos testes com sistema IT-Médico, também foram realizados testes com o painel sendo alimentado com um sistema TN-S.

5.2 Testes com sistemas de aterramento TN-S

Nesta seção serão discutidos os resultados obtidos em laboratório utilizando o sistema de aterramento TN-S. Embora o sistema de aterramento indicado para centros cirúrgicos seja o IT-Médico, ainda pode-se encontrar salas de cirurgia com pelo menos

algumas tomadas em TN-S. O foco principal dos próximos testes é avaliar o valor da corrente, o espectro de frequência e a similaridade de FO simultâneas.

5.2.1 VERIFICAÇÃO DO VALOR DA CORRENTE

Diversos casos com captura de FO, de corrente de alimentação e diferencial, foram realizados. A Figura 21 ilustra duas FO de alimentação (fase) de caudérios, descritas na Tabela 8. A FO da captura 6222035 possui seu valor eficaz de 1,102 A enquanto a de código 6222047 possui valor eficaz de 0,695 A. A Figura 22 mostra outras duas FO, identificadas por 6221997 e 6222315, com RMS de 0,126 A e 0,973 A, respectivamente.

A Figura 26a representa a FO de uma lâmpada incandescente de 60 W (código da captura 6223437), enquanto a Figura 26b ilustra a FO de uma fuga de corrente gerada com resistor (captura 6224198).

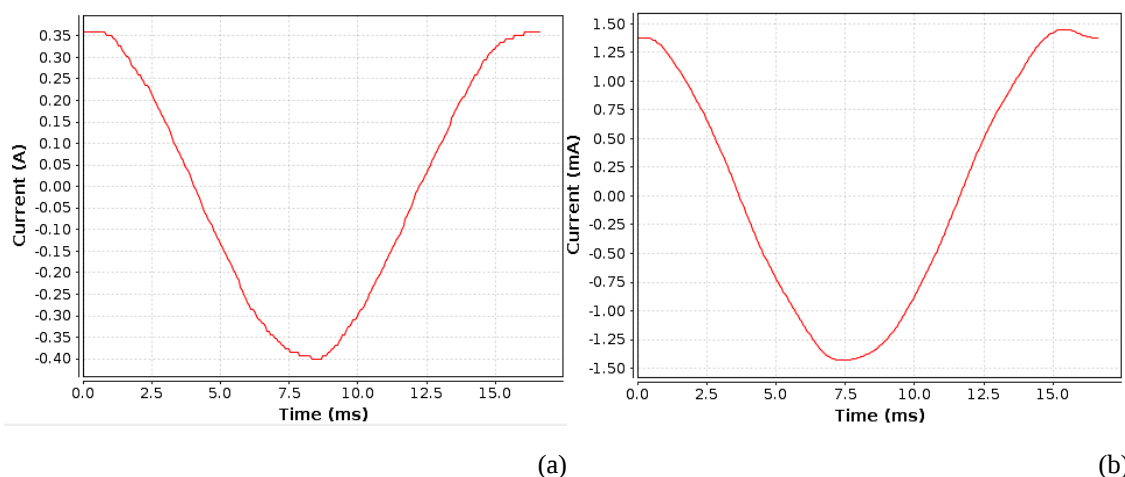


Figura 26: FO de alimentação (a) e de fuga (b) extraídas com a plataforma de referência

O valor eficaz da FO da Figura 26a é de 0,272 A, obtido pelo consumo de 60 W a 220 V ($60 \text{ W} / 220 \text{ V}$). O valor eficaz da FO da Figura 26b é de aproximadamente 1,0 mA, gerado a partir de um resistor de 220 K Ω ($220 \text{ V} / 220 \text{ K}\Omega = 1,0 \text{ mA}$). As FO são muito próximas de senoides simples, uma vez que as cargas são resistivas. Ambas FO foram geradas com as 'caixas' para simular equipamentos médicos (Figura 24), que podem gerar outras correntes de fuga, descritas na Tabela 12.

Tabela 12: Relação de correntes de fuga produzidas pela caixa de testes

Corrente	Resistor	n	Ligação	Resistência Equivalente
50 μA *	3,9 M Ω	1	-	3,9 M Ω
0,5 mA	220 K Ω	2	Série	440 K Ω
1 mA	220 K Ω	1	-	220 K Ω
2 mA	220 K Ω	2	Paralelo	110 K Ω

*Caso a tensão aplicada seja de 220V, o valor eficaz é próximo de 56,4 μA .

Os valores dos resistores usados sofrem uma variação de $\pm 10\%$. Dessa forma, os valores da resistência equivalente podem sofrer pequenas variações, alterando a corrente gerada. Além disso, como a tensão também varia, os valores obtido não são exatos, contendo pequenas alterações.

Caso a FO da Figura 26b seja um evento de corrente diferencial (fuga), identificado pela plataforma de referência, o evento seria classificado na faixa de Perigo segundo a escala de periculosidade proposta (seção 4.2), uma vez que o valor eficaz é superior a 0,5 mA (Tabela 4).

Convém ressaltar que a escala da Figura 26a é de valores em A, enquanto que na Figura 26b os valores aparecem em mA. Essa mudança na escala se faz necessária, uma vez que os valores limite para corrente de alimentação na plataforma de referência é de 5,0 A, enquanto que o limite para correntes de fuga é de 2,0 mA (seção 4.1.3).

5.2.2 ANÁLISE DO ESPECTRO DE FREQUÊNCIA

Além da visualização da FO, por meio da DFT⁻¹, pode-se visualizar o espectro de frequência das FO capturadas pela plataforma de referência. Esse espectro de frequência é obtido pela aplicação da FFT sobre os 256 valores amostrados. A Figura 23 ilustra duas FO (a esquerda) de monitores multiparamétricos e seus espectros de frequência (a direita). No espectro de frequência, são visualizadas harmônicas até o limite de 720 Hz (em função da reconstrução da DFT⁻¹). A Figura 27a ilustra a FO e o espectro de frequência de uma lâmpada fluorescente compacta de 15 W, enquanto a Figura 27b mostra uma fuga de corrente gerada com um diodo retificador 1N4001 e um resistor de 220K Ω em série.

O valor eficaz da FO da Figura 27a é de 0,115 A, sendo cadastrada no BD com o código 6223457. Caso seja comparada com a FO da Figura 26a (lâmpada incandescente), pode-se notar grandes diferenças. A comparação teria um deslocamento de 24 posições e o coeficiente de Spearman seria 0,670, reportando uma baixa similaridade (Tabela 10). O espectro de frequência da lâmpada incandescente seria com valor predominante na primeira harmônica (fundamental), enquanto na lâmpada fluorescente compacta, pode-se notar várias harmônicas (as ímpares) com valores de pico, em ordem decrescente da primeira para a última.

A Figura 27b ilustra a FO e o espectro de frequência de uma fuga de corrente, gerado por um diodo retificador 1N4001 e um resistor de 220 K Ω em série. Esta fuga é entre a fase e o aterramento e é produzida com as 'caixas' que simulam equipamentos médicos (Figura 24). Ela possui um valor eficaz de 0,65 mA, cadastrada no BD com o código 6223461. Pode-se perceber a FO característica de um diodo, bloqueando parcialmente a corrente em um sentido (meia onda da parte de baixo), tendo em seu espectro de frequência mostrando o consumo predominante a 60Hz e contendo, também, um consumo significativo a 120Hz (segunda harmônica).

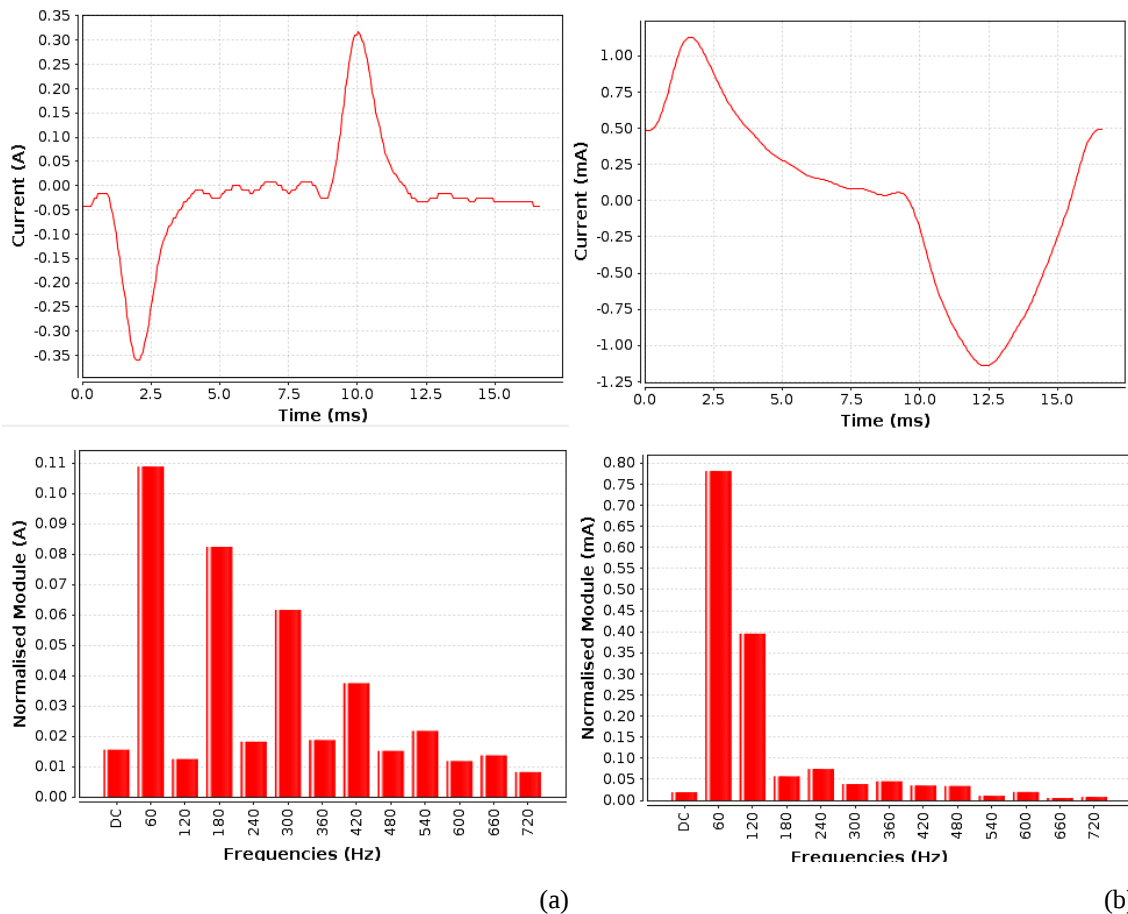


Figura 27: FO e espectro de frequência de uma lâmpada fluorescente compacta e de uma fuga de corrente com um diodo em série com resistor de $220\text{ K}\Omega$

No caso da plataforma de referência capturar um evento de fuga de corrente com FO similar à da Figura 27b, iria classificar o evento como de Perigo em função de seu valor RMS. Além disso, uma classificação de 'Perigo' na frequência de 60 Hz (aproximadamente $0,57\text{ mA}_{\text{RMS}} = \sqrt{0,81^2 \div 2}$) a partir da Equação 5 e Tabela 6. Usando a mesma Equação e Tabela, a análise da frequência de 120 Hz resultaria na faixa de 'Alerta' (aproximadamente $0,28\text{ mA}_{\text{RMS}} = \sqrt{0,4^2 \div 2}$). A análise das demais frequências, até a 12ª, seriam classificadas como 'Normal'.

5.2.3 GERAÇÃO DE FUGAS SIMULTÂNEAS

Buscando auxiliar a detecção de microchoques e validar a escala de similaridade entre FO, diversos testes de fugas simultâneas e microchoques foram realizados. Nos testes, foi utilizado a plataforma de referência, embarcada num painel de gases e tomadas móvel, três caixas que simulam EEM e um recipiente com água, simulando um paciente. Além desses elementos, o ambiente de testes contou, ainda, com PC com software de apoio, cabos e conectores para conexões. A Figura 28 mostra o ambiente de testes.

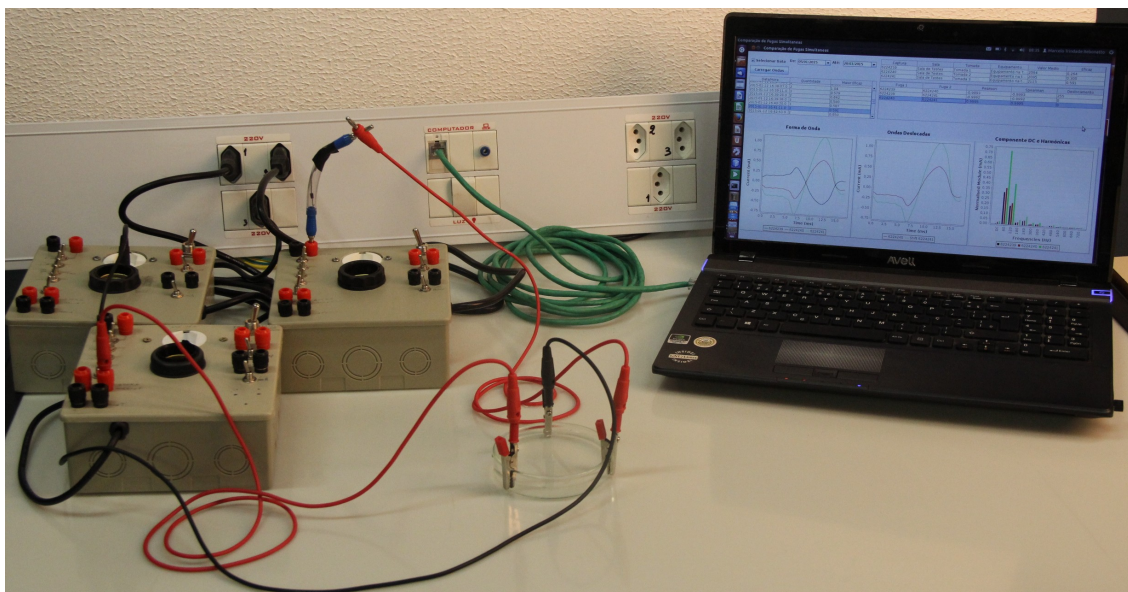


Figura 28: Ambiente de testes para verificar eventos simultâneos e a sua similaridade

Foram realizados quatro tipos de testes, que representam situações de falhas ou deterioração de isolamento em EEM. Nesses casos, uma corrente diferencial produzida pode chegar na carcaça (metal) não aterrada de um EEM. Uma falha de isolamento num EEM pode ser representada por um resistor ou um capacitor. O Anexo A descreve casos reais de falha de isolamento de EEM. Essa corrente irá buscar um de dois caminhos possíveis: o aterramento do cabo de alimentação do EEM ou um ponto de aterramento em outro local.

Caso ocorra uma segunda falha e o aterramento do EEM não funcionar corretamente, a corrente diferencial que chega pela falha de isolamento pode circular pelo corpo do paciente. Nas simulações, foi escolhido o condutor Neutro (N) como segundo ponto de contato no paciente. Nesse caso, a plataforma de referência irá detectar corrente de fuga em mais de um EEM. Caso o segundo ponto de contato não fosse o condutor Neutro de outro EEM, mas a carcaça aterrada, a plataforma de referência iria detectar apenas um evento de fuga (falha de isolamento inicial) e não seria possível detectar o microchoque pela similaridade entre FO de corrente diferencial.

As falhas de aterramento são mais comuns que o esperado em ambientes hospitalares. O Anexo B mostra algumas situações reais de aterramento ineficiente. A falha de aterramento pode ser encontrada no cabo de energia, pela quebra dos condutores internos provocada pelo manuseio inadequado ou envelhecimento, pela não conexão de pino de aterramento, por vezes de forma voluntária (remoção do pino para facilitar conexões) ou involuntária (pino ou condutor de aterramento quebrado pelo uso). Além disso, a tomada onde o EEM é ligado pode ter seus pinos deslocados, entortados ou mesmo quebrados, impossibilitando um correto aterramento. Muitos destes defeitos somente são descobertos nos serviços de inspeção, que são periódicos e não são feitos antes de cada cirurgia.

Há muitas opções de simulações para demonstrar o funcionamento da plataforma de referência em caso de falha simultânea em EEM, mas escolheu-se apenas

quatro, pois acredita-se serem suficientes para o entendimento. A Figura 29 ilustra os casos reportados.

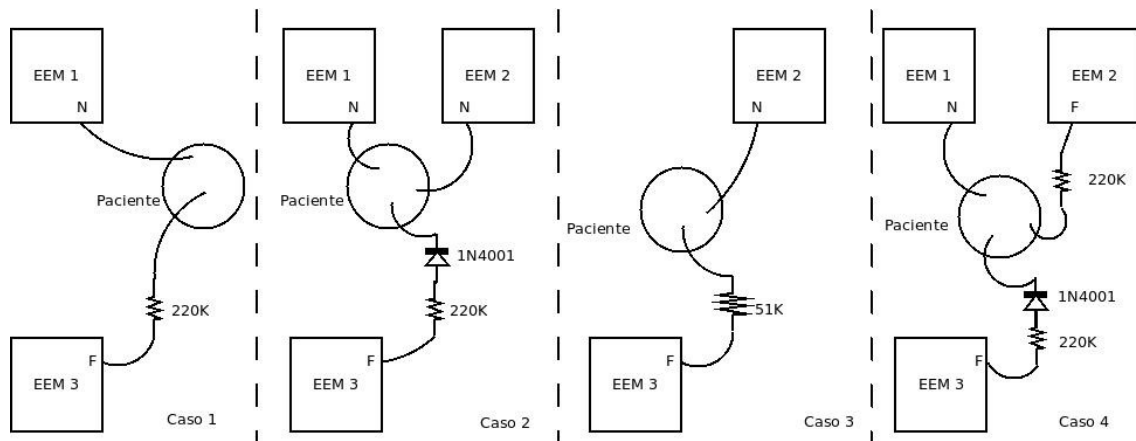


Figura 29: Testes realizados para captura de fugas simultâneas

Nos casos descritos na Figura 29, ocorre uma falha de isolamento no EEM₃, sendo uma corrente diferencial produzida. Essa falha é representada por resistores de 220 KΩ, 51 KΩ e diodo 1N4001. Essa corrente de fuga circula entre um EEM e outro, através do recipiente com água, que simula o paciente. Três tipos diferentes de FO são geradas: senoidais, a partir de resistores de 220 KΩ (Casos um e quatro), com meia onda, a partir de um resistor de 220 KΩ e um diodo 1N4001 em série (Casos dois e quatro), e uma FO que extrapola os limites de corrente (valor eficaz maior do que 2,0 mA) da plataforma de referência, com uma resistência de 51 KΩ (Caso 3).

No Caso 1, foi detectada uma corrente diferencial de 1,04 mA na tomada 3 (captura 6224214) e, simultaneamente, foi detectada uma corrente diferencial de 0,913 mA na tomada 1 (captura 6224213). A similaridade entre as duas FO é Alta (Tabela 10), com $\rho = -0,999$. Caso fossem detectados eventos similares a esses pela plataforma de referência, um alerta de Perigo deve ser emitido, em virtude da Alta similaridade (Tabela 11), além do alerta em relação a corrente (Tabela 4). Pode-se perceber uma redução de aproximadamente 12% no valor eficaz, entre a corrente medida pelo EEM₃ e a medida no EEM₁. Para esta fase da pesquisa, os engenheiros de hardware que trabalham na plataforma de referência consideram apropriado este erro. Na versão em uso no HSVP o erro de cada medidor de corrente não é superior a 10% do valor medido.

No Caso 2, uma corrente é gerada na tomada 3 (ou EEM₃), sendo a mesma percebida pela tomada 1 e pela tomada 2. A Figura 30 ilustra uma tela do software de apoio da plataforma de referência que detecta e compara as FO simultâneas.

A Figura 30, mostra as três FO capturadas no experimento, no canto inferior esquerdo. O valor eficaz da FO na tomada 3 (0,580 mA) é dividido nas FO da tomada 1 (0,258 mA) e na tomada 2 (0,291 mA). O valor que falta para a soma dos valores eficazes, da tomada 1 com a tomada 2 igualar o valor eficaz da tomada 3, é devido aos pequenos erros dos medidores já comentados.

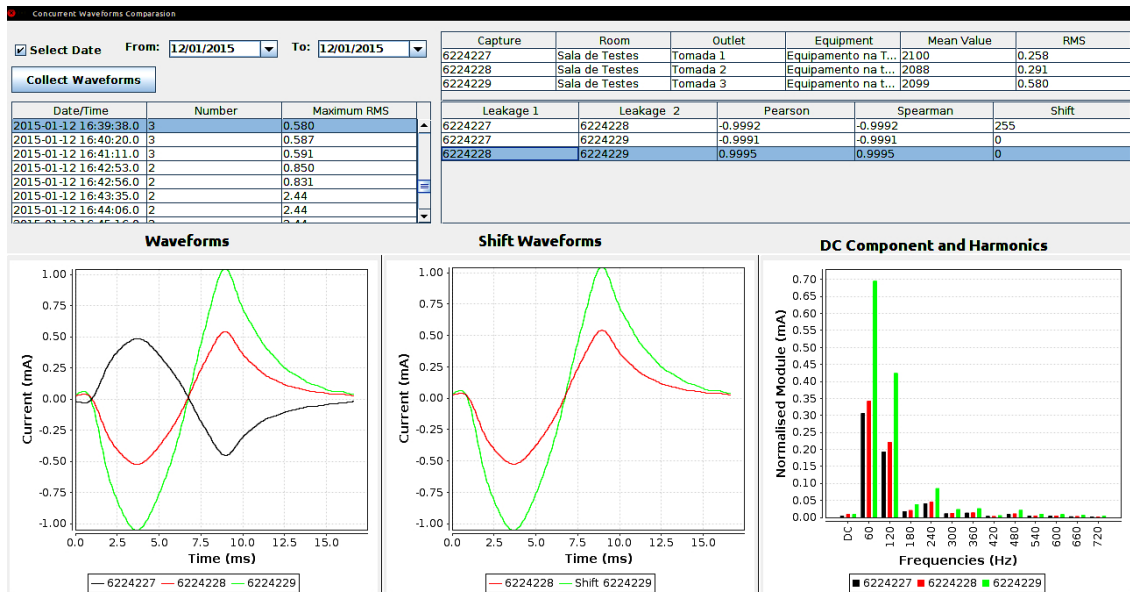


Figura 30: Software de apoio analisando a captura de fugas simultâneas: Caso 2

Na parte inferior central, são mostradas as FO capturadas na tomada 3 (verde) e tomada 2 (vermelho), com o melhor ajuste de deslocamento (zero no caso). O índice de similaridade foi de $\rho=0,999$, sendo a similaridade considerada Alta. Num caso similar a esse, com três FO de corrente diferencial capturadas simultaneamente, o software de apoio realiza três possíveis comparações, sendo que em todos os casos a similaridade foi alta, com ρ superior a 0,999. Nesse caso, alertas de Perigo em virtude da similaridade seriam emitidos e um microchoque pode ser detectado.

No caso 3, é gerada uma corrente de fuga que extrapola o limite de corrente diferencial que a plataforma de referência foi projetada para medir. Nesse caso, a plataforma de referência não deixa de fazer o registro dos dados do evento, que são: a FO, o valor eficaz e o espectro de frequência. O valor eficaz calculado não é preciso, sendo apresentado um valor menor. A FO capturada é deformada, sendo visualizada de forma achatada. A Figura 31 mostra duas FO do Caso 3, já ajustadas com o melhor deslocamento.

Visualmente é possível perceber a Alta similaridade entre as FO ($\rho=-0,999$ com deslocamento de 10 posições). Mesmo com a FO distorcida, a plataforma de referência consegue obter a similaridade e emitir um alerta de Perigo, em virtude da similaridade. O valor eficaz da FO 6224253 foi calculado em 2,44 mA enquanto que a FO 6224254 teve o valor eficaz de 2,28 mA. Ambos os valores extrapolam o limite definido para a plataforma de referência, porém alertas de Perigo em função do valor RMS da corrente são emitidos. Ressalta-se que pela resistência utilizada na geração da corrente diferencial, o valor RMS deveria ser de 4,3 mA (resistência equivalente de 51 K Ω) a 220V.

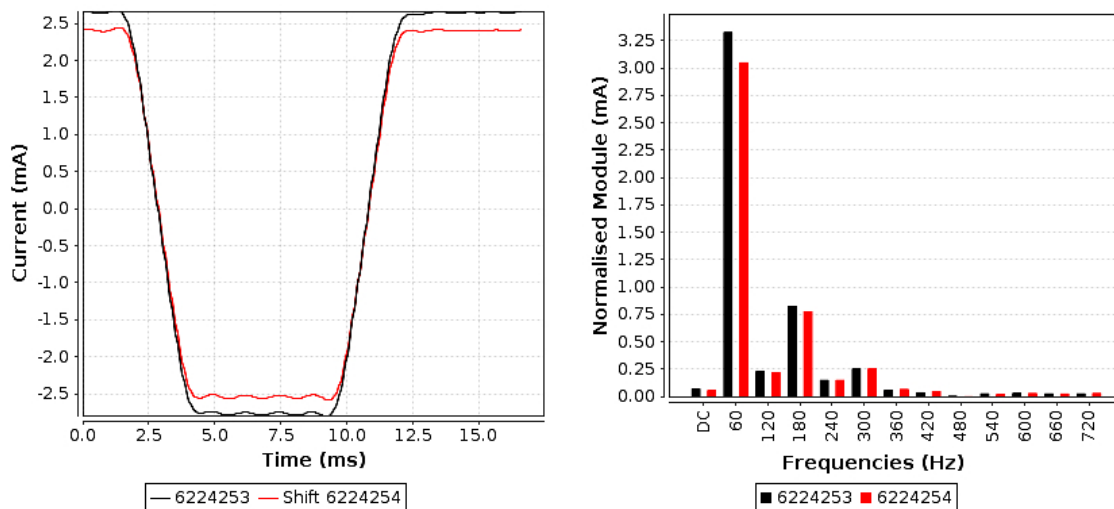


Figura 31: Testes realizados: evento que extrapola limites da plataforma de referência

O Caso 4, mostra fugas originadas por dois EEM com falha de isolamento (Figura 29). As falhas de isolamento ocorrem no EEM₃ e no EEM₂, mas as duas fugas chegam ao Neutro do EEM₁, por esta razão este também registra as fugas. A plataforma de referência acusa eventos em três tomadas simultaneamente. A Tabela 13 mostra os dados dos eventos relacionados ao Caso 4.

Tabela 13: Comparação de similaridade em sistemas TN-S: Caso 4

Captura	Tomada	Eficaz (mA)	Similaridade (Spearman) com		
			6224439	6224440	6224441
6224439	1	1,39	1,000	-0,988	-0,952
6224440	2	1,03	-0,988	1,000	0,898
6224441	3	0,59	-0,952	0,898	1,000

Pode-se perceber que a FO da Tomada 1, quando comparada com as demais, apresentou uma similaridade Alta (Tabela 10), com ρ superiores a 0,950. A similaridade com a FO capturada na Tomada 2 foi maior, uma vez que a FO da corrente capturada na Tomada 1 se assemelha a uma onda senoidal (Figura 32a). Percebe-se que a FO capturada na Tomada 1 (linha preta), possui na segunda fase do ciclo (a partir de 8 ms) uma curva mais 'aberta' do que a capturada na Tomada 2. Essa diferença possivelmente é decorrente da FO do diodo (capturada na Tomada 3), onde a partir de 8 ms, a FO é modificada, com um leve pico (mais baixo que a linha preta) e um longo período de valores próximos a zero. Esse comportamento pode ser visualizado na Figura 32b, onde é comparada a FO do EEM₁ com a do EEM₃.

A similaridade entre a FO capturada na Tomada 3 em relação à capturada na Tomada 1, também pode ser considerada Alta. O valor do ρ foi ligeiramente superior ao limite inferior da similaridade classificada como Alta (Tabela 10). Valores encontrados em outros testes foram muito próximos, porém, em alguns casos, o valor

ficou abaixo do limite inferior. Tais dados apontam para um ajuste nos valores da Tabela 10, possivelmente na continuidade do trabalho.

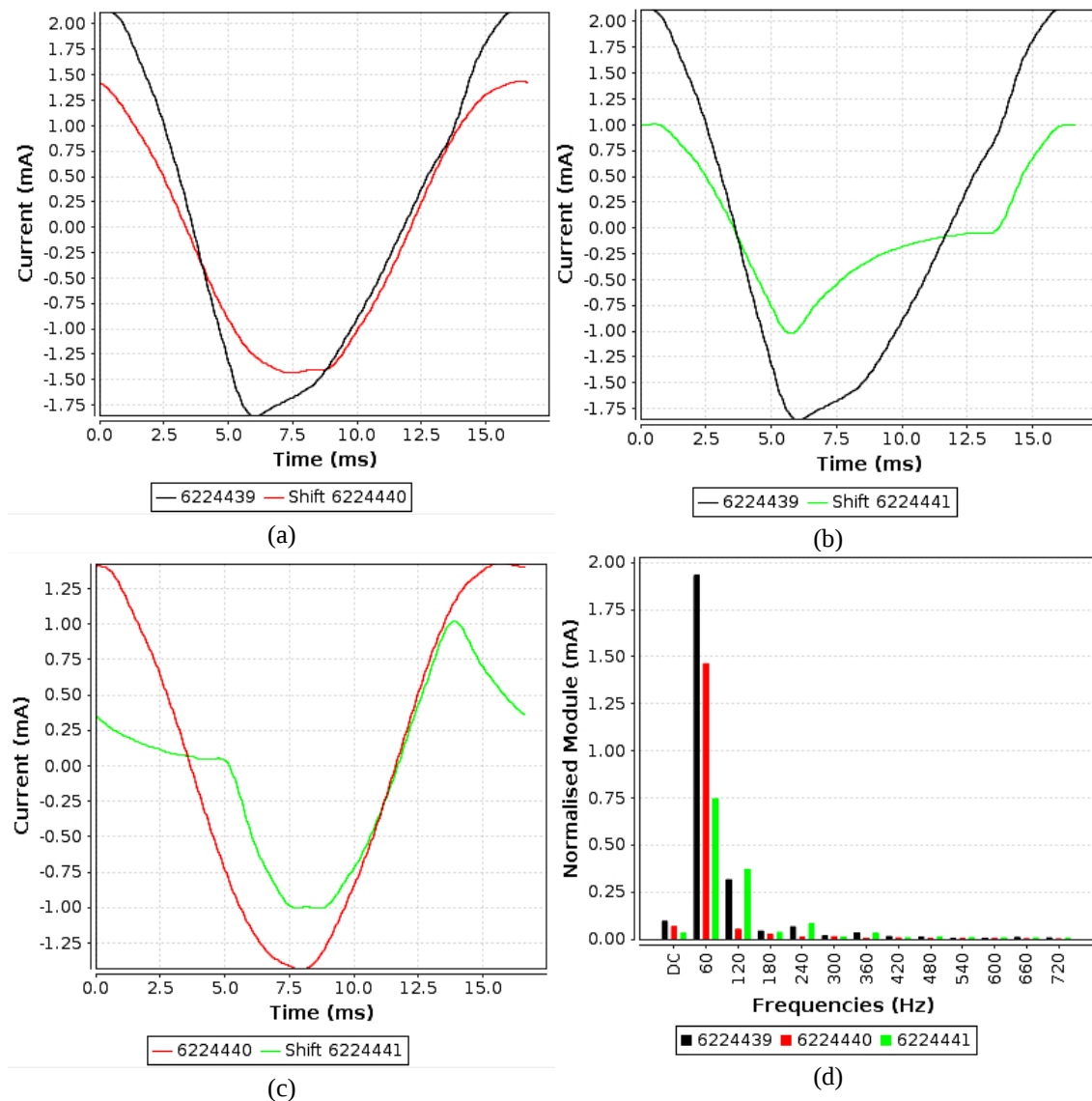


Figura 32: Formas de Onda e espectro de frequência do Caso 4

Quando é comparada a similaridade da EEM_2 em relação à gerada pelo EEM_3 (Figura 32c), a similaridade pode ser considerada Média (Tabela 10), com $\rho = -0,889$. Esse valor é próximo da comparação de similaridade da FO de um diodo em relação a um resistor. Por exemplo, a similaridade da FO da Figura 26b (apenas resistor) em relação a Figura 27b (resistor em série com um diodo), resulta em $\rho = 0,898$. O valor fica próximo do limite inferior da similaridade considerada como média, que vai até o valor de 0,850.

A Figura 32d mostra o espectro de frequência das três FO capturadas com o experimento do Caso 4. Percebe-se a presença predominante a 60 Hz, sendo, também, encontrado um valor significativo a 120 Hz na FO da Tomada 1 e também na da Tomada 3. Essa harmônica de 120Hz está relacionada ao comportamento do diodo utilizado nos testes.

Os testes realizados validam os métodos de similaridade empregados, a escala de similaridade entre FO de corrente elétrica e a escala de periculosidade em relação a similaridade entre FO. A plataforma de referência pode fazer uso da escala de periculosidade em função da similaridade (Tabela 11), de forma segura. No caso das FO capturadas pelo Caso 4, dois alertas de Perigo seriam emitidos com base na similaridade entre a FO do EEM₃ em relação ao EEM₁ e do EEM₂ em relação ao EEM₁. Uma classificação de Atenção seria gerada a partir da similaridade da FO capturada no EEM₃ em relação à capturada no EEM₂. Pode-se, também, afirmar que o microchoque pode ser detectado com base na escala de similaridade de FO.

5.3 Testes em sistemas IT-Médico

Os testes realizados com o sistema TN-S foram repetidos com o sistema IT-Médico, com o objetivo de verificar a plataforma de referência e as escalas de periculosidade propostas com sistema de aterramento específico de centros cirúrgicos. Foi utilizada a maleta que produz um sistema IT-médico (Figura 25), as caixas que simulam EEM (Figura 24), um painel móvel equipado com a parte física da plataforma de referência (Figura 17) e um microcomputador PC para executar o software de apoio. Os testes concentraram-se em correntes diferenciais (fugas) e foram realizados para verificar o valor da corrente, o espectro de frequência e a similaridade entre FO, juntamente com a detecção de microchoques.

5.3.1 VERIFICAÇÃO DO VALOR DA CORRENTE E DO ESPECTRO DE FREQUENCIA

Com relação ao valor da corrente, pode-se esperar uma redução do valor eficaz (RMS) das correntes de fuga. Isso pode ser explicado uma vez que no sistema TN-S obtêm-se 220 V (ou 110 V) de diferença de potencial entre o condutor fase e o de aterramento. No sistema IT-Médico, não existem os condutores fase e neutro, apenas dois condutores F1 e F2 e a diferença de potencial entre cada um deles e o condutor de aterramento é menor. Em testes realizados com multímetro (Minipa, ET-1400) a diferença de potencial entre os condutores de alimentação F1 e F2 (Figura 5) e um ponto aterrado foi de aproximadamente 80 V e 185 V, respectivamente. Ressalta-se que entre os condutores de alimentação, foi encontrada uma diferença de potencial de aproximadamente 230 V (poderia ser 110 V, dependendo da tensão entregue pela distribuidora de energia elétrica na cidade).

Assim, repetindo o experimento demonstrado na Figura 26b, quando acionada a chave que no sistema TN-S resultou em aproximadamente 1,0 mA de corrente diferencial, no sistema IT-Médico resultou num valor aproximado de 0,251 mA (captura 6224445). Diversos testes foram realizados, sendo que o menor valor encontrado foi de 0,228 mA e o maior ficou em 0,273 mA. Esses valores de corrente iriam disparar um alerta de Atenção (Tabela 4) ao invés de um alerta de Perigo como no sistema TN-S. Tal

consideração não invalida a escala de periculosidade proposta, apenas indica que o sistema IT-Médico, nesse caso, reduz os valores de correntes de fuga.

Com relação ao espectro de frequência, foi gerada uma corrente diferencial a partir de um resistor de 220 K Ω em série com um diodo retificador 1N4001, de forma semelhante a um dos experimentos realizados na seção 5.2.2 (Figura 27b). Como era esperado, o valor eficaz da corrente diferencial foi reduzido em relação ao sistema TN-S, sendo calculado pela plataforma de referência em 0,127 mA. A FO e o espectro de frequência podem ser visualizados na Figura 33 (captura 6224465).

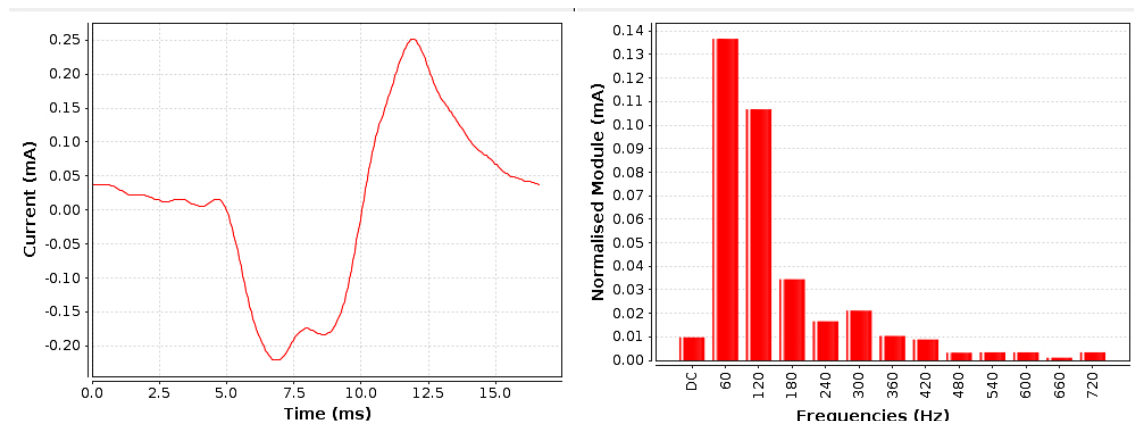


Figura 33: FO de resistor 220 K Ω em série com um diodo 1N4001 em sistema IT-Médico

Pode-se perceber que a FO característica do diodo foi mantida, sendo os maiores consumos registrados a 60 Hz e 120 Hz. Dessa forma, comprova-se que o sistema de aterramento utilizado: TN-S ou IT-Médico não influencia a FO. Percebe-se, ainda, no espectro de frequência da Figura 33 o consumo de corrente nas frequências de 180 Hz, 300 Hz e 240 Hz.

5.3.2 GERAÇÃO DE FUGAS SIMULTÂNEAS NO SISTEMA IT-MÉDICO

Os experimentos para geração de fugas simultâneas descritos na seção 5.2.3 não podem ser repetidos com a alimentação elétrica num sistema IT-Médico, pois agora será necessário utilizar outro caminho para a corrente elétrica circular entre F1 e F2.

Foram então simulados três casos onde pode-se encontrar fugas simultâneas com sistema IT-Médico. Nestes casos, ocorre uma falha de isolamento e uma falha da conexão de aterramento do EEM. Além disso, são consideradas as capacitâncias parasitas. As capacitâncias parasitas são inerentes aos EEM e às instalações elétricas (seção 3.2) e foram simuladas através de plugues com capacitores de 3,3 nF e 10 nF. Os valores utilizados representam valores comuns em EEM atuais, por exemplo, 3,3 nF é o valor da capacitância encontrada em boa parte dos filtros de linha de EEM [Spal09]. A Figura 34 ilustra esses casos, numerados aqui como Caso 5, Caso 6 e Caso 7.

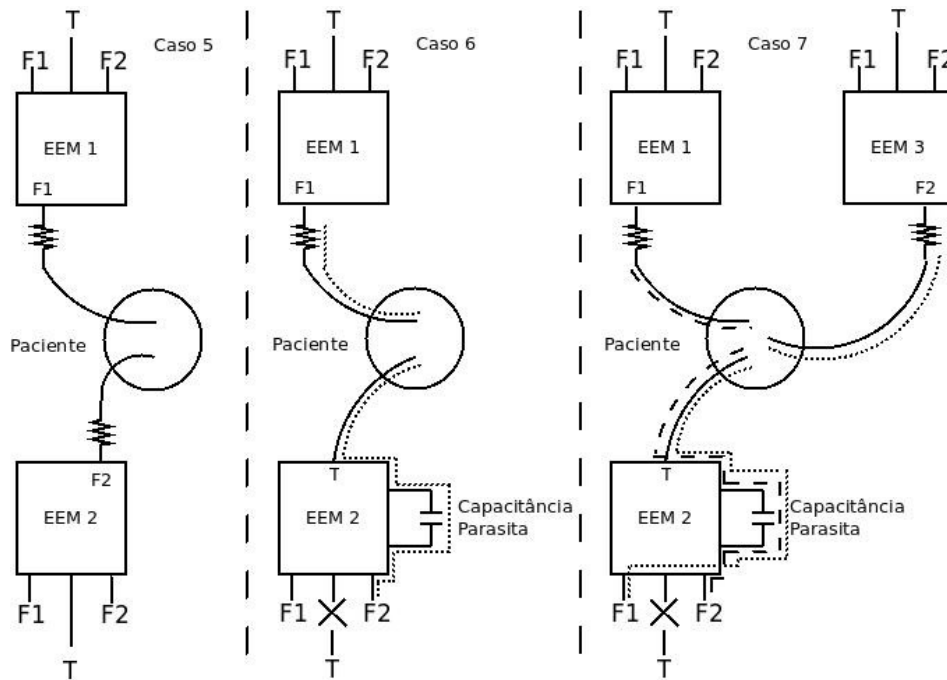


Figura 34: Casos de geração de fugas simultâneas no sistema IT-Médico

O Caso 5 simula duas falhas de isolamento em EEM, representados pelos símbolos dos resistores. Por terem sido utilizados resistores (220 K Ω) as FO de fugas foram muito próximas a senoides e obtiveram um índice de similaridade Alta, com $\rho=0,999$ (capturas 6224057 e 6224058). Os valores eficazes das formas de onda foram de 0,53 a 0,46 mA, gerando pelo menos um alerta de Perigo em relação à corrente, além do alerta de Perigo em função da similaridade. Se os medidores de corrente diferencial fossem ideais, os dois valores (0,53 mA e 0,46 mA) seriam iguais, pois é a mesma corrente.

No Caso 6 é simulada uma falha de isolamento no EEM₁, que chega a um ponto aterrado do EEM₂, passando pelo paciente. Neste caso, para que a corrente circule uma capacitância parasita foi acrescentada ao EEM₂. A falha de aterramento do EEM₂, no plugue que é conectado na tomada, e a capacitância parasita faz com que a corrente flua entre F1 do EEM₁ e F2 do EEM₂ (através da carcaça e do capacitor). As FO foram próximas a fugas de resistores, porém com leves deformações, em virtude das capacitâncias parasitas e das baixas correntes de teste. A similaridade entre as FO geradas mantiveram-se Altas, com ρ superior a 0,999. Não houve diferença na similaridade em função do valor da capacitância utilizada, sempre gerando alertas de Perigo em função da similaridade.

O valor da capacitância utilizada modifica o valor da corrente de fuga produzida, sendo que no Caso 6, a capacitância de 10 nF produziu valores entre 0,60 mA e 0,74 mA, enquanto que a capacitância de 3,3 nF produziu valores menores, entre 0,27 mA e 0,31 mA. Com 10 nF de capacitância, alertas de Perigo em função da corrente seriam gerados, enquanto que com 3,3 nF, alertas de Atenção iriam ser gerados. É importante ressaltar que esta fuga só ocorreu porque existe uma capacitância no circuito elétrico do EEM, quer seja um capacitor (componente eletrônico do filtro, por

exemplo) ou capacitância produzidas por defeitos de posicionamento de peças, isolamento elétrico deteriorado, erro de projeto, erro de fabricação ou defeitos dos componentes eletrônicos.

O Caso 7 é uma união das condições encontradas no Caso 5 e no Caso 6, ocorrendo duas falhas de isolamento (EEM_1 e EEM_3), um aterramento ineficiente no EEM_2 , além de capacitâncias parasitas. Neste caso, a plataforma de referência capturou três correntes diferenciais simultaneamente. A Figura 35 mostra parte da tela do software de apoio que faz a análise da similaridade de fugas simultâneas.

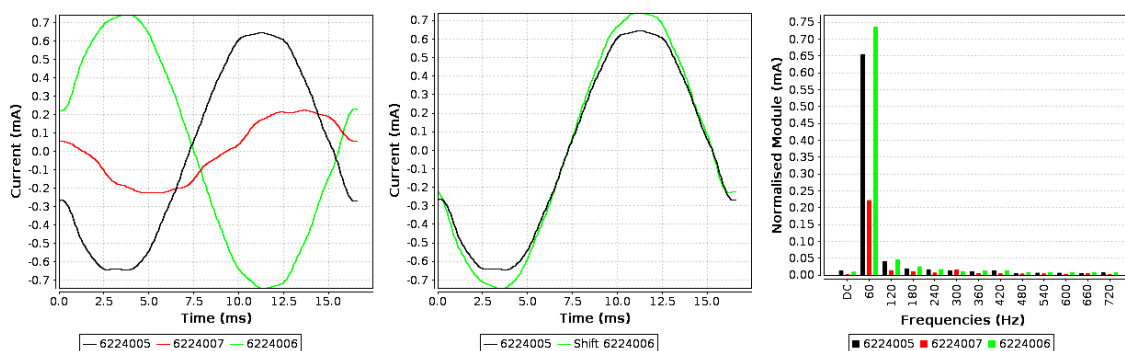


Figura 35: Comparação de fugas simultâneas no Caso 7 com sistema IT-Médico

Analisando a Figura 35, pode-se perceber que as três FO capturadas possuem Alta similaridade entre si (ρ acima de 0,990). As FO podem ser visualizadas à esquerda, enquanto que na parte central encontram-se as FO do EEM_1 e do EEM_3 , com o melhor deslocamento. Percebe-se que as mesmas são muito semelhantes. O espectro de frequência, à direita, demonstra a característica das correntes de fuga a partir de resistores num sistema IT-Médico, com predominante consumo a 60 Hz (ondas senoidais). Um caso similar iria disparar três alertas de Perigo em função da similaridade pela plataforma de referência.

A Figura 35 foi extraída usando capacitância parasita de 3,3 nF, e obteve valores eficazes de 0,157 mA (EEM_2), 0,462 mA (EEM_1) e 0,522 mA (EEM_3), sendo geradas, pela plataforma de referência, alertas de Perigo e Atenção em virtude do valor da corrente (capturas 6224005, 6224006 e 6224007, respectivamente).

5.4 Dados do Centro Cirúrgico do HSVP

A plataforma de referência está instalada no centro cirúrgico do Hospital São Vicente de Paulo (HSVP), que utiliza o sistema IT-Médico, desde a sua primeira versão em 2011. Ela está instalada na sala 1 e o software de apoio fica no Centro de Engenharia Biomédica (CEB), acompanhado pelo ES e equipe de engenharia clínica.

Os dados apresentados nessa seção são dos eventos de corrente diferencial (fuga) capturados entre os dias 3 de julho de 2014 e 31 de dezembro de 2014. Além dos dados de fugas, também foram armazenados no BD 48.475 eventos relacionados a

corrente de alimentação (fase), que não serão analisados por estarem fora do escopo dessa tese.

Esta seção têm por objetivo analisar os eventos de fuga capturados em relação às escalas de periculosidade propostas. Durante o período analisado, foram registrados 14.000 eventos de corrente diferencial, resultando numa média de aproximadamente 78 eventos por dia.

5.4.1 EVENTOS POR CORRENTE

A plataforma de referência permite a configuração do valor mínimo de corrente a ser considerado para disparar eventos de fuga. Durante o período analisado, três diferentes valores limites foram usados: 0,50 mA, 0,05 mA e 0,20 mA. Inicialmente, foi utilizado o valor de 500 μ A, buscando apenas eventos na faixa de Perigo. Em seguida, a corrente mínima foi configurada para um valor mais baixo, definido a partir do limite de corrente de fuga considerado seguro para mesas cirúrgicas [Iec98]. Esse valor (0,05 mA) demonstrou ser muito baixo para uso no dia a dia do hospital, gerando um elevado número de eventos que podem ser classificados como Normal. Então, foi definido um valor intermediário (0,20 mA), que pela escala de periculosidade proposta, é considerada na faixa de Atenção. A Tabela 14 distribui os eventos capturados com base na escala de periculosidade proposta na seção 4.2.

Tabela 14: Eventos no HSVP, classificados de acordo com a escala de periculosidade da corrente

Escala	Quantidade de Eventos
<i>Normal</i>	<i>11.320</i>
<i>Atenção</i>	<i>2.631</i>
<i>Perigo</i>	<i>49</i>

Pelos dados expostos na Tabela 14, percebe-se que a maior parte (aproximadamente 81%) dos eventos capturados pode ser considerada uma corrente de fuga dentro da escala Normal, cujo valor é menor que o limite da faixa de Atenção. A totalidade dos eventos é quase completada, considerando os eventos classificados na faixa de Atenção. Porém, foram encontrados 49 eventos cujo valor de corrente é maior que o limite definido para faixa de Perigo (0,5 mA), podendo, nesses casos, causar risco à saúde do paciente, caso esses eventos fossem de fato microchoques.

Buscando entender melhor a distribuição dos eventos por corrente, que teve uma média de corrente por evento de 0,07 mA, em especial os localizados na escala de Atenção, a Tabela 15 define os eventos em faixas de corrente.

Tabela 15: Eventos no HSVP, classificados de acordo com a corrente

Intervalo (mA)	Quantidade de Eventos
<i>[0; 0,1]</i>	<i>11.320</i>
<i>]0,1; 0,2]</i>	<i>2.197</i>
<i>]0,2; 0,3]</i>	<i>236</i>
<i>]0,3; 0,4]</i>	<i>152</i>
<i>]0,4; 0,5]</i>	<i>46</i>
<i>> 0,5[</i>	<i>49</i>

Analisando os dados da Tabela 15, percebe-se que o limite de 0,20 mA definido demonstra ser adequado para uso no centro cirúrgico, uma vez que abaixo dele, são gerados muitos eventos por causa das correntes de fuga decorrentes do funcionamento normal do EEM. Estes limites devem ser discutidos entre os Engenheiros Clínicos nos próximos anos, tão logo a massa crítica sobre o assunto seja maior.

Dentre os 49 eventos considerados na Faixa de Perigo (a Figura 36 ilustra um deles), o maior valor de corrente encontrado foi de aproximadamente 0,74 mA, abaixo do valor máximo que a plataforma de referência consegue manipular. Destaca-se, ainda, que o menor valor de corrente capturado foi de 0,05 mA, em virtude do limite definido.

5.4.2 TEMPO DE DURAÇÃO DOS EVENTOS

Embora não tenha sido proposta uma escala de periculosidade com base no tempo de duração do microchoque, a variável tempo foi analisada com o objetivo de verificar a distribuição dos eventos em relação ao tempo. Optou-se por não criar uma escala em relação ao tempo, uma vez que ela seria dependente da corrente.

A plataforma de referência permite a configuração de um número mínimo de ciclos com valor de corrente acima do limite definido para, efetivamente, capturar um evento, tanto de corrente diferencial, quanto de alimentação. Essa estratégia tem por objetivo minimizar oscilações de corrente que possam ocorrer num pequeno número de ciclos. Os primeiros testes foram realizados com 3 ciclos, aproximadamente 0,05 s. Esse valor demonstrou não ser aplicável ao dia a dia do hospital, e foi sendo gradativamente aumentado, chegando no valor utilizado hoje de 30 ciclos ou 0,5 s em locais com distribuição elétrica a 60 Hz. Desta forma, um evento somente é gerado se a fuga mantêm-se pelo menos por ½ segundo.

Com base nesses dados, a média de tempo dos eventos de fuga foi de 27,37 s, a maior fuga reportada foi de 579,17 s (aproximadamente 9m e 39s). Esses dados reforçam a necessidade de um acompanhamento em tempo real pelo ES dos eventos de corrente diferencial ocorridos no centro cirúrgico. O tempo médio das fugas indica que as mesmas duram tempo suficiente para, dependendo da corrente, causar danos à saúde dos pacientes.

5.4.3 EVENTOS COM ANÁLISE DA CORRENTE POR FREQUÊNCIA

A análise das correntes por frequência dos eventos, capturados no período, analisou as frequências até 720 Hz, em virtude do filtro digital aplicado na plataforma de referência. Nesse sentido, foram realizadas 168.000 (14.000 x 12) análises de corrente por frequência e comparados os valores com os limites da Tabela 6. A Tabela 16 descreve os resultados das análises das frequências, com base na Equação 5.

Tabela 16: Eventos no HSVP, segundo escala de periculosidade com base na corrente por frequência

Frequência	Quantidade de Eventos		
	Normal	Atenção	Perigo
60	13.506	488	6
120	13.669	331	0
180	13.912	88	0
240	13.960	40	0
300	13.976	24	0
360	13.994	6	0
420	14.000	0	0
480	14.000	0	0
540	14.000	0	0
600	14.000	0	0
660	14.000	0	0
720	14.000	0	0

Analisando os dados da Tabela 16, pode-se perceber que a maior parte (aproximadamente 99,4%) das harmônicas capturadas podem ser classificadas na escala Normal, ou seja, abaixo do limite considerado de Atenção. Desse conjunto (167.017), pode-se afirmar que a maioria (164.294) ficaria classificada abaixo do limite de percepção (Tabela 6).

Apenas 977 das harmônicas analisadas, ficam dentro da faixa de Atenção, com praticamente a metade (488) da frequência de 60 Hz. Ainda, na frequência de 60 Hz, pode-se perceber que ela é a única que contém harmônicas classificadas na Faixa de Perigo, sendo esses seis (6) casos apenas. Tais dados podem ser oriundos da distribuição comercial da corrente que é de 60 Hz no Brasil. A Figura 36 ilustra um desses eventos cujo valor da harmônica de 60 Hz produz um alerta de Perigo (captura 68671).

O valor Eficaz da corrente diferencial da FO da Figura 36 é de 0,697 mA enquanto o valor RMS da harmônica que gerou o alerta de perigo (fundamental) é de 0,537 mA_{RMS} ($\sqrt{0,76^2 \div 2}$). Embora com alto valor de pico (0,51 mA), a análise da harmônica de 180Hz, resulta apenas num alerta de Atenção ($0,36\text{mA}_{\text{RMS}} = \sqrt{0,51^2 \div 2}$), ainda que essa corrente a 180 Hz supere o limite da percepção.

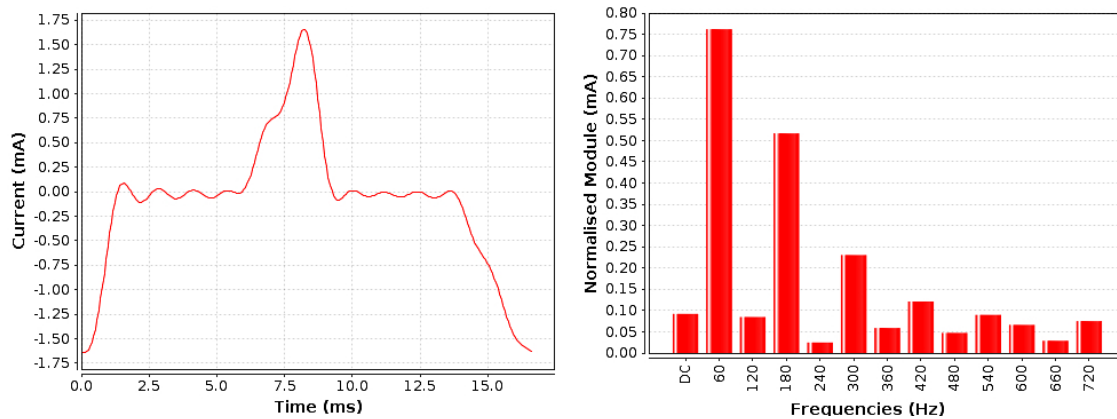


Figura 36: FO e espectro de frequência de fuga capturada no HSVP

5.4.4 SIMILARIDADE ENTRE FORMAS DE ONDA SIMULTÂNEAS

Durante o período analisado, foram encontrados 277 casos onde eventos de corrente diferencial apresentam a mesma data e horário. Esses casos são classificados como eventos simultâneos e foram comparados em relação a sua forma de onda, utilizando os coeficientes de Pearson (seção 2.3.3) e de Spearman (seção 2.3.4). Após os cálculos do coeficiente, foi realizada uma classificação de acordo com o índice de similaridade (Tabela 10) e com a escala de periculosidade (Tabela 11). A Tabela 17 apresenta os resultados dessas comparações.

Tabela 17: Quantidade de comparações de similaridade entre eventos simultâneos no HSVP

Similaridade	Quantidade	Periculosidade
<i>Máxima</i>	0	Perigo
<i>Alta</i>	178	
<i>Média</i>	302	Atenção
<i>Baixa</i>	44	Normal
<i>Mínima</i>	70	

Foram encontrados 156 casos com três FO simultâneas (três comparações cada), 120 casos com duas FO simultâneas (1 comparação cada) e um (1) caso com quatro formas de onda simultâneas (6 comparações), totalizando 594 comparações entre duas FO de corrente diferencial.

Analisando a Tabela 17, percebe-se que pouco mais da metade das comparações realizadas obtiveram uma similaridade média, resultando em alertas de Atenção. A periculosidade Normal foi encontrada em 114 (aproximadamente 19%) das comparações realizadas. A similaridade Alta foi encontrada em 178 (aproximadamente 30%) comparações, gerando o mesmo número de alertas de Perigo em função da similaridade.

Verificando a corrente dos eventos considerados simultâneos, a maior corrente encontrada foi de 0,468 mA, obtido junto com outras duas FO simultâneas no dia 20 de novembro de 2014. A Figura 37 ilustra as FO desse caso e suas comparações.

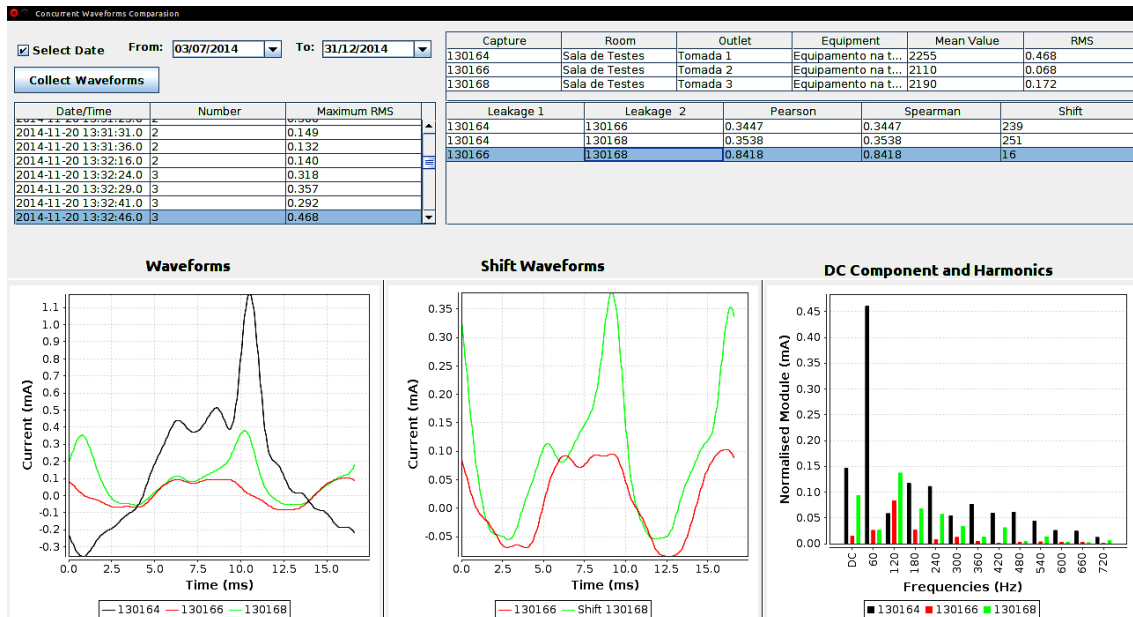


Figura 37: Comparação de fugas simultâneas com a maior corrente encontrada no HSVP

A FO com a maior corrente, aparece em preto na Figura 37. A maior similaridade envolvendo essa FO com as outras duas obteve similaridade Mínima (coeficientes de 0,341 e 0,353). A similaridade entre as outras duas FO apresentou $\rho=0,841$ (similaridade Média). Dessa forma, o alto valor de corrente (0,468 mA) não pode ser relacionado com outras FO com Alta ou Média similaridade.

Analisando apenas as FO simultâneas com similaridade Alta (Perigo), encontra-se como maior corrente o valor de 0,195 mA, capturada dia 20 de novembro de 2014. A Figura 38 ilustra as FO desse caso e suas comparações.

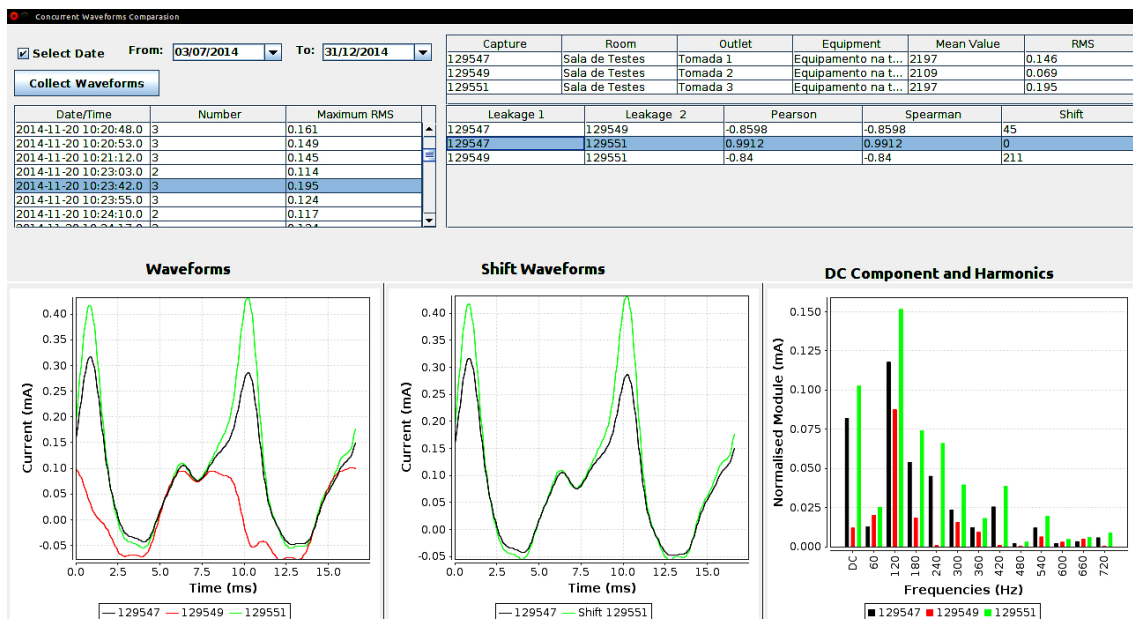


Figura 38: Comparação de fugas simultâneas com similaridade alta e a maior corrente encontrada no HSVP

Na Figura 38, a FO com a maior corrente é apresentada em verde. Pode-se perceber que a Alta similaridade foi obtida com a comparação da FO em preto, com $\rho=0,991$. Essas FO, com o melhor deslocamento (0), podem ser visualizadas na parte inferior central da Figura 38. O valor eficaz da FO em preto fica na Faixa de Alerta com 0,146 mA (Tabela 4). A terceira FO (em vermelho) possui RMS de 0,069, sendo levemente superior ao limite da percepção, considerada na escala em função do valor da corrente como Normal. Se comparada com as duas outras FO resulta em uma Média similaridade, com $\rho=0,860$ (Tabela 7) em comparação com a FO vermelha e Baixa similaridade ($\rho=0,840$), em comparação com a FO preta.

5.5 Análise dos resultados

Com base nos resultados demonstrados nesta seção, pode-se perceber que as escalas de periculosidade propostas são muito úteis para a análise dos eventos de corrente de fuga durante procedimentos cirúrgicos. Esses eventos existem em grande número, mesmo em sistemas IT-Médico, e necessitam de parâmetros de classificação para que a equipe de engenharia clínica do CEC, juntamente com o ES, saiba quais eventos são relevantes e dê prioridade no atendimento aos mais graves.

As escalas propostas foram validadas tanto em sistemas de aterramento IT-Médico quanto em TN-S. Elas podem ser usadas em ambos os sistemas. É importante reafirmar que o risco de ocorrer microchoque é menor em sistemas IT-Médico, porém existem várias situações onde mesmo com sistema IT-Médico, o risco ao paciente ainda está presente. O espectro de frequência das correntes de fuga sofre pequenas alterações no sistema IT-Médico, o que é natural, pois as correntes circulam, agora, por capacitâncias.

A escala de similaridade entre FO de corrente elétrica proposta, permite avanços significativos na detecção de microchoques. Testes realizados em laboratório comprovaram que é possível detectar microchoques por meio da similaridade entre FO. Esses testes foram ratificados pela análise das FO capturadas em ambiente real, no HSVP, onde foi possível detectar vários casos de FO simultâneas com Alta similaridade. Essa confirmação nem de longe encerra a pesquisa envolvendo microchoques, uma vez que eles ainda podem ocorrer mesmo sem a geração de fugas de corrente simultâneas e similares; dessa forma, as análises das correntes e os métodos detalhados podem, ainda, ser melhorados. Convém ressaltar que nos dados capturados no HSVP com Alta similaridade, o baixo valor da corrente detectado não proporciona danos à saúde dos pacientes.

Um fator determinante na periculosidade de eventos de fuga de corrente é o valor eficaz da corrente, assim como o valor eficaz de cada harmônica. Embora os alertas de Perigo detectados em harmônicas no HSVP tenham também gerado alertas de Perigo relativos a corrente nominal, diversos eventos com consumo de corrente predominante a 120 Hz foram detectados. Em certa fase da pesquisa percebeu-se que é

importante manter a análise de corrente por frequência disponível para estudos posteriores, pois: as capacitâncias facilitam a passagem de correntes de fuga com frequências maiores e; novos EEM podem surgir com possibilidades de gerar fugas em frequências maiores do que as observadas atualmente.

As escalas propostas: em relação ao valor da corrente, ao espectro de frequência e à similaridade entre FO permitem que diferentes aspectos da corrente diferencial possam ser analisados. A Figura 39 ilustra uma tela do software de apoio da plataforma de referência que une as classificações realizadas com base nas três escalas de periculosidade propostas, por dia e por sala de cirurgia. A situação mostrada nesta figura foi obtida em um experimento de laboratório e não representa um eventos na sala de cirurgia do HSVP.

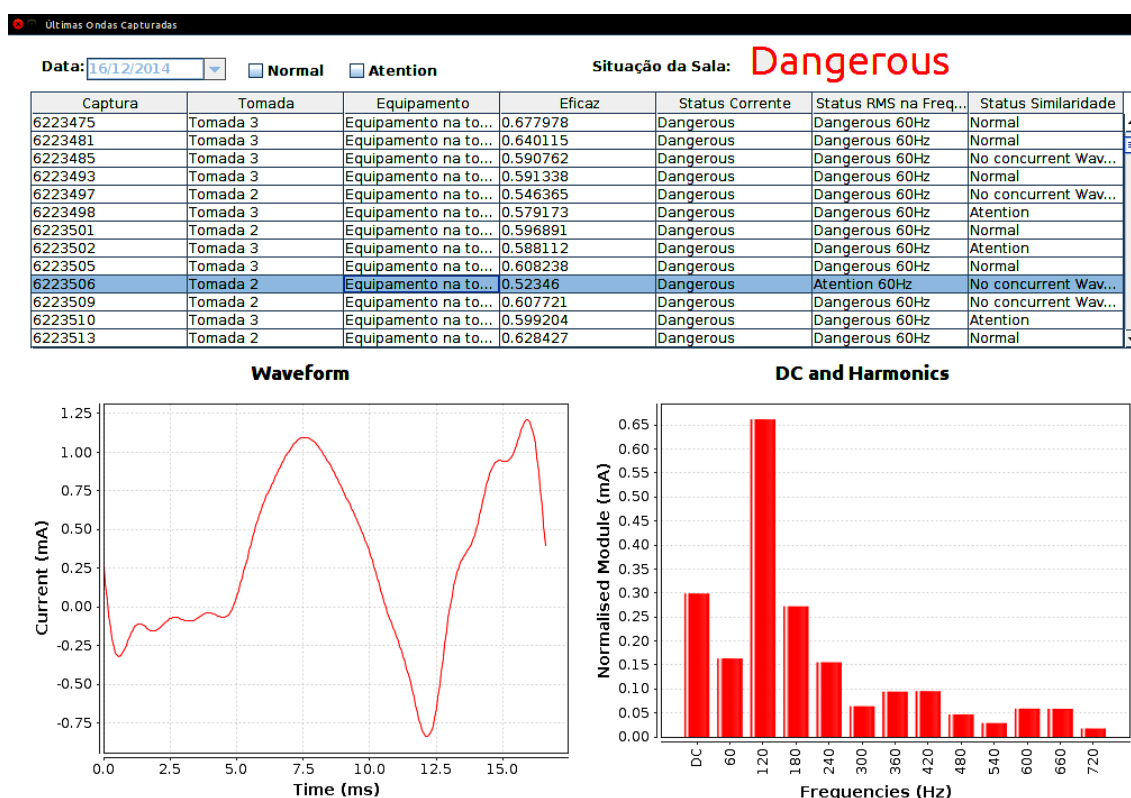


Figura 39: Análise de eventos com alerta de Perigo nas escalas propostas

Na Figura 39, percebe-se que a 'sala' encontra-se em situação de perigo, pois no dia houve pelo menos um evento de corrente diferencial que foi classificado como de Perigo. Na tabela, são mostrados os eventos com algum tipo de alerta de Perigo (corrente, harmônica ou similaridade). Abaixo dela, a FO e o espectro de frequência da captura selecionada. Por padrão, na tabela apenas eventos com alerta de Perigo são mostrados, porém pode-se incluir os eventos com Atenção e, também, os classificados como Normais, caso o ES desejar uma visualização mais ampla.

As escalas de periculosidade poderiam ser unidas num índice de periculosidade de eventos de corrente de fuga em procedimentos cirúrgicos, facilitando o acompanhamento das cirurgias. O índice poderia rapidamente mostrar a situação de segurança elétrica em relação a fugas de corrente durante uma cirurgia. Na criação do

índice, caso qualquer das escalas gerasse um alerta de Perigo, o ES deveria dar atenção. Os casos mais graves seriam aqueles onde fossem detectados eventos simultâneos, com Alta similaridade e valor de corrente eficaz acima do limite de Perigo. O processamento desse índice poderia ser embarcado junto ao firmware da plataforma de referência, avisando o ES ou a equipe do CEC.

6 CONSIDERAÇÕES FINAIS

Neste capítulo são apresentadas as principais conclusões obtidas durante o desenvolvimento desta tese. Ele revisita alguns pontos da pesquisa considerados durante os avanços deste trabalho e seus principais resultados: a plataforma de referência e a metodologia de análise de eventos de corrente diferencial com potencial para ocasionar danos à saúde.

6.1 Conclusões acerca do trabalho

Esta tese iniciou na constatação de que ocorrem falhas em EEM, seja de isolamento ou de aterramento, que proporcionam riscos a equipe médica e, em especial, aos pacientes onde os tratamentos/terapias são aplicados. Este risco, embora já tratado em outros trabalhos da área, permanece aparentemente negligenciado, talvez em virtude da falsa sensação de segurança com a adoção das normas atuais, como a do sistema IT-Médico, talvez pela confiança no avanço da tecnologia de construção e melhoria das normas de manutenção de EEM. Porém, como comprovado nesta tese, mesmo com a adoção dessas normas de segurança, as falhas ocorrem em número superior ao desejado. O motivo desse suposto descuido é irrelevante, pois uma vez que esses casos ocorrem, a sociedade deve empenhar-se em minimizá-los e, se possível, eliminá-los antes que causem prejuízos às pessoas.

O primeiro ponto para amenizar os riscos elétricos em procedimentos médicos é identificar quando eles ocorrem, incluindo uma classificação com análise do dano produzido. Posteriormente, dependendo das ocorrências e potencial de dano, pode-se melhorar as normas de segurança, abordando os casos de riscos não cobertos atualmente. Esta tese contribui para o avanço da segurança elétrica de procedimentos médicos, indo ao encontro das necessidades da sociedade.

O trabalho realizado foi dividido em três eixos principais: (1) a criação da plataforma de referência; (2) a criação de uma metodologia para análise de dados obtidos com a plataforma de referência e (3) a implantação da plataforma de referência com o objetivo de coletar dados em ambiente hospitalar.

O capítulo 2, assim como o capítulo 3, formaram a base necessária para o desenrolar do primeiro e segundo eixos. O capítulo 2 dá luz a conceitos e informações referentes a corrente elétrica e apresenta métodos matemáticos que podem ser usados para verificação da similaridade entre FO de corrente elétrica. Por sua vez, o capítulo 3 realiza um resgate e análise das informações produzidas pela comunidade científica sobre a segurança elétrica envolvendo EEM e dos efeitos da corrente elétrica em seres humanos.

O primeiro eixo está sumarizado na seção 4.1, onde as principais informações referentes a plataforma de referência estão colocadas. Ela permite que sejam realizados

experimentos em laboratório com EEM ou mesmo equipamentos para simular seu funcionamento (Figura 24), a fim de encontrar padrões de funcionamento e validar a metodologia de análise de eventos classificados como de risco. Além disso, a plataforma de referência, colocada junto a um centro cirúrgico, permite que eventos de um ambiente real de uso sejam coletados, permitindo que análises de resultados possam ser elaboradas.

O segundo eixo, materializado na seção 4.2, na seção 4.3 e na seção 4.4, permite que um evento de corrente diferencial, que inicialmente representava um risco de microchoque, possa ser amplamente avaliado, sendo atribuído a ele uma periculosidade em relação a corrente (RMS) e em relação a corrente consumida por cada frequência (harmônica). Além disso, a metodologia leva em consideração que eventos simultâneos possam estar ocorrendo, fazendo uma análise da similaridade e determinando sua periculosidade. Essa análise de similaridade, permite ainda que casos de microchoque sejam detectados. Ressalta-se que a metodologia desenvolvida foi validada com os resultados apresentados na seção 5.2 e na seção 5.3.

O último eixo, descrito na seção 5.4, realiza uma análise de resultados coletados em ½ ano junto a sala 1 do centro cirúrgico do HSVP. A análise permitiu uma visualização dos eventos ocorridos em ambiente real de aplicação da plataforma de referência e da metodologia proposta para análise de correntes de fuga. Esse eixo realiza a validação efetiva da plataforma de referência e da metodologia proposta, juntamente com as escalas de periculosidade definidas.

Nesse contexto, esta tese contribuiu para avanços significativos na segurança elétrica de procedimentos cirúrgicos. Dentre as contribuições obtidas no desenvolvimento desta tese, destacam-se:

- desenvolvimento de uma plataforma de referência embarcada no painel de gases e tomadas, que realiza a supervisão elétrica de EEM sem modificação do procedimento médico sendo realizado;
- desenvolvimento de uma metodologia para análise de eventos de corrente diferencial percebida pela plataforma de referência. A metodologia leva em consideração o valor da corrente, o espectro de frequência e a similaridade entre FO;
- definição de uma escala de periculosidade à saúde de pacientes com base no valor da corrente de fuga de EEM;
- definição de uma escala de periculosidade à saúde de pacientes com base na corrente consumida por frequência, em situações de fuga de corrente de EEM;
- análise do tempo de duração de fugas de corrente em ambiente hospitalar, calculando um tempo médio de fugas que podem originar microchoques;
- definição de uma escala de periculosidade à saúde com base na similaridade entre FO de corrente de fuga simultâneas;
- avanços na detecção de microchoques com base na similaridade entre FO de correntes de fuga simultâneas;

Além desses avanços, outros não tão significativos também foram obtidos, como, por exemplo, a detecção de prováveis problemas em EEM, detectados por meio dos testes para definição de escala de similaridade entre FO (seção 4.4), os parâmetros para uso da plataforma de referência em funcionamento no ambiente hospitalar (seção 5.4.1 e seção 5.4.2) e a comprovação em ambiente real de vulnerabilidades, incluindo ocorrência de microchoque, do sistema IT-Médico (seção 5.3.2).

O documento pode servir como base para outros pesquisadores, trabalho já iniciado no decorrer de 2014 com a criação de convênios com a Universidade La Sapienza - Roma, a Universidade de Liverpool e o Hospital Santo Antônio - Porto. Essas instituições conveniadas se juntam à Universidade de Passo Fundo, a PUCRS e ao HSVP na continuidade dos trabalhos de pesquisa. Vários tópicos descritos aqui não são encontrados em outros locais e, com certeza, podem ser complementados. No futuro, podem até tornar-se adendos em normas de segurança elétrica em procedimentos médicos.

6.2 Trabalhos futuros

Apesar dos avanços obtidos no desenvolvimento desta tese, a segurança elétrica em procedimentos cirúrgicos está longe de ser um tópico fechado, contendo, ainda, desafios para a comunidade científica. Pode-se resumir esses desafios em uso de novas abordagens científicas e melhorias nas implementações realizadas;

Em relação às novas abordagens científicas utilizadas, pode-se destacar os seguintes pontos:

- Melhorar os métodos de cálculo da similaridade, utilizando as harmônicas ao invés dos pontos da FO;
- Ampliar os casos de detecção de microchoque, mesmo sem a presença de FO simultâneas;
- Criar uma metodologia para verificar a deterioração de EEM, por meio da análise de FO, a fim de poder prever quando um EEM poderá apresentar uma falha;
- Criar um índice de periculosidade, similar ao Índice Pulmonar Integrado (IPI), que possa dar uma rápida visualização da segurança elétrica de um procedimento médico;
- Embarcar toda a plataforma de referência, colocando o índice de periculosidade imediatamente à disposição da equipe médica, deixando o ES para as situações mais complexas;

A possibilidade de verificar a similaridade entre FO com base apenas no espectro de frequência acelera o processo. No estágio atual, a similaridade é calculada pela análise dos pontos (256) que formam a FO. Realizar o cálculo pelas harmônicas (até 720 Hz) seria um grande avanço em relação a tempo de processamento.

A detecção de microchoques foi conseguida com esta tese, porém, apenas nos casos onde mais de uma FO de corrente diferencial é capturada simultaneamente. Outros eventos de corrente diferencial (fugas) são detectados e, apesar de ser definida uma periculosidade, podem originar microchoques que ainda não são detectados.

A análise de similaridade entre FO em conjunto com a plataforma de referência permite um amplo espectro de pesquisas complementares. Uma delas é criar uma metodologia para tentar prever casos de falhas em EEM. Essa metodologia pode levar em consideração as FO armazenadas no BD, tanto de alimentação quanto de fuga, para tentar antever os casos de falhas em EEM.

Ainda que as escalas de periculosidade auxiliem a equipe de engenharia clínica e o ES na determinação das situações a atender prioritariamente, um índice, unindo as escalas de periculosidade criadas, poderia melhorar o trabalho realizado nos CEC. Um índice, que pode ter seu cálculo automatizado, poderia ser interpretado por profissionais com menor treinamento, deixando apenas os casos mais graves com as equipes mais especializadas. De posse do índice, toda a solução poderia ser embarcada, acionando a equipe médica diretamente em casos mais graves, resultando, assim, num menor tempo de solução para o problema.

Diversas melhorias na plataforma de referência e nas escalas definidas nessa tese podem ser executadas. Dentre elas:

- Melhorar o sistema de aquisição de dados, capturando mais amostras com maior qualidade na FO adquirida;
- Melhorar a interface de acesso do software de apoio, permitindo, por exemplo, o uso de interface Web, facilitando a supervisão a distância e o intercâmbio de informações entre os pesquisadores e equipes de engenharia clínica envolvidos;
- Ajustes necessários às escalas, em especial a escala de similaridade entre FO, onde, em diversos casos foram encontrados índices acima e também abaixo de um limite para as mesmas situações;
- Possibilitar um ajuste dos limites de captura específico para cada EEM conectado à plataforma de referência, permitindo uma supervisão especializada das correntes.

6.3 Publicações

As publicações científicas abaixo contribuíram para a definição e o desenvolvimento dos trabalhos desta tese. Elas estão ordenadas por ano e o Qualis apresentado é referente a Ciência da Computação.

- XXIII Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica (CBEB 2012): “Visualização em tempo real de formas de onda de equipamentos eletromédicos através da internet”;

- Springer Journal of Medical & Biological Engineering & Computing (2013), Qualis A2: “Protegedmed2: an extended platform based on RFID to identify EME and improve the detection of microshocks”;
- 27th International Conference on VLSI Design and 2014 13th International Conference on Embedded Systems (VLSI 2014), Qualis A2: “Electric Supervision Embedded on Gas Panel with Microshock Dangerousness Degree”;
- Submetido para 15th World Congress on Health and Biomedical Informatics (Medinfo 2015), Qualis B1: “Electric risk management inside operating room using embedded systems: Status of internationalization of research”, previsão de resposta 15 março 2015;
- Submetido para PLOS ONE Journal (2015), Qualis A1: “Methods of comparison and similarity scoring for electrical current waveforms”, aguarda resposta;
- Submetido para IET Electronic Letters (2015), Qualis A1: “Detector of microshock hazard in surgical procedures: based in table of dangerousness degree versus frequency”, aguarda resposta.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [Abnt04a] ABNT: Instalações elétricas de baixa tensão - NBR 5410. Rio de Janeiro, Associação Brasileira de Normas Técnicas (2004)
- [Abnt04b] ABNT: Equipamento eletromédico Parte 2-13: Prescrições particulares para segurança e desempenho essencial de sistemas de anestesia, ABNT (2004)
- [Abnt08] ABNT: Instalações elétricas de baixa tensão – requisitos específicos para instalações em estabelecimentos assistenciais de saúde NBR 13534. Rio de Janeiro, Associação Brasileira de Normas Técnicas (2008)
- [AhRo07] AHMED, Y. ; ROWLAND, S.M.: Measurement and prediction of microshock currents and voltages in an HV laboratory. In: *Power Engineering Conference, 2007. IPEC 2007. International*. Singapore : IEEE, 2007 — ISBN 9789810594237, pp. 183–188
- [ARBV13] AGUADA, SEBASTIAN RODRIGUEZ ; RODRIGUEZ, CONRADO J. ; BRUNI, RODRIGO G. ; VANELLA, OSCAR R.: Development of a leakage current meter using differential method. In: *IEEE Latin America Transactions* vol. 11 (2013), Nr. 1, pp. 149–154
- [Asso14] ASSOCIATION, AMERICAN HEART: Ventricular Fibrillation. *Arrhythmia*. Capturado em http://www.heart.org/HEARTORG/Conditions/Arrhythmia/AboutArrhythmia/Ventricular-Fibrillation_UCM_324063_Article.jsp, Setembro 2014.
- [AtOr73] ATKIN, DAVID H. ; ORKIN, LOUIS R.: Electrocutation in the Operating Room. In: *Anesthesiology* vol. 38 (1973), Nr. 2, pp. 181–183
- [AWDF95] ANDERSON, KELLEY P. ; WALKER, RICHARD ; DUSTMAN, TED ; FULLER, MARC ; MORI, MOTOMI: Spontaneous sustained ventricular tachycardia in the Electrophysiologic Study Versus Electrocardiographic Monitoring (ESVEM) trial. In: *Journal of the American College of Cardiology* vol. 26 (1995), Nr. 2, pp. 489–496
- [Bess77] BESSONOV, L. A ; SILVA, L. DA (ed.): *Eletricidade aplicada para engenheiros*. 2. ed. Porto, 1977
- [BiLe80] BIEGELMEIER, G. ; LEE, W.R.: New considerations on the threshold of ventricular fibrillation for a.c.shocks at 50–60 Hz. In: *IEE Proceedings A Physical Science, Measurement and Instrumentation, Management and Education, Reviews* vol. 127 (1980), Nr. 2, p. 103
- [Bold05] BOLDEA, I: *The Electric Generators Handbook - 2 Volume Set, Power Engineering* : Taylor & Francis, 2005 — ISBN 9780849314810
- [BrPM93] BRANCA, F. P. ; DEL PRETE, Z. ; MARINOZZI, F.: New ac microammeter for leakage current measurement of biomedical equipment. In: *Review of Scientific Instruments* vol. 64 (1993), Nr. 11, p. 3303
- [Brüs03] BRÜSCHWEILER, RAFAEL: Efficient RMSD measures for the comparison of two molecular ensembles. Root-mean-square deviation. In: *Proteins* vol. 50 (2003), Nr. 1, pp. 26–34

- [BuLy06] BURIAM JÚNIOR, YARO ; LYRA, ANA CRISTINA CAVALCANTI ; HALL, P. (ed.): *Circuitos Eléctricos*. São Paulo, 2006 — ISBN 9788576050728
- [CaMS00] CAPPÀ, PAOLO ; MARINOZZI, FRANCO ; SCIUTO, SALVATORE ANDREA: The “Leakage Current Sentinel”: A novel plug-in socket device for online biomedical equipment electrical safety surveillance. In: *Review of Scientific Instruments* vol. 71 (2000), Nr. 7, p. 2862
- [Caw103] CAWLEY, J.C.: Electrical accidents in the mining industry, 1990-1999. In: *IEEE Transactions on Industry Applications* vol. 39 (2003), Nr. 6, pp. 1570–1577
- [CCCH09] CHEN, PO-JEN ; CHEN, YUNG-FU ; CHAI, SIN-KUO ; HUANG, YUNG-FA ; ENGINEERING, COMMUNICATION: Implementation of an RFID-based management system for operation room. In: *2009 International Conference on Machine Learning and Cybernetics : IEEE*, 2009 — ISBN 978-1-4244-3702-3, pp. 2933–2938
- [ChLL05] CHIU, CHUANG-CHIEN ; LIN, TONG-HONG ; LIAU, BEN-YI: Using Correlation Coefficient in ECG waveform for arrhythmia detection. In: *Biomedical Engineering: Applications, Basis and Communications* vol. 17 (2005), Nr. 03, pp. 147–152
- [ChSa79] CHAMBER, J.J. ; SAHA, A.K.: Electrocutation during anaesthesia. In: *Anaesthesia* vol. 34 (1979), Nr. 2, pp. 173–175
- [CLRS09] CORMEN, THOMAS H ; LEISERSON, CHARLES E ; RIVEST, RONALD L ; STEIN, CLIFFORD: *Introduction to Algorithms, Third Edition*. 3rd. ed. : The MIT Press, 2009 — ISBN 0262033844, 9780262033848
- [CoAr81] COLLINS, S M ; ARZBAECHER, R C: An efficient algorithm for waveform analysis using the correlation coefficient. In: *Computers and biomedical research, an international journal* vol. 14 (1981), Nr. 4, pp. 381–9
- [CoKa05] COSTA, SÉRGIO FRANCISCO ; KANTON, KIKI ; HABRA (ed.): *Introducao ilustrada a estatística*. 4. ed. São Paulo, 2005 — ISBN 852940288X
- [Coll12] COLLEGE, OPENSTAX: *Electric Hazards and the Human Body*. Capturado em <http://cnx.org/content/m42350/1.3/> College Physics, Julho 2014.
- [Cutl76] CUTLER, PHILLIP ; MCGRAW-HILL (ed.): *Análise de circuitos CA*. São Paulo, 1976
- [DaLa41] DALZIEL, CHARLES F. ; LAGEN, JOHN B.: Effects of electric current on man. In: *Electrical Engineering* vol. 60 (1941), Nr. 2, pp. 63–66
- [DaLe68] DALZIEL, CHARLES F. ; LEE, W R: Reevaluation of Lethal Electric Currents. In: *IEEE Transactions on Industry and General Applications* vol. IGA-4 (1968), Nr. 5, pp. 467–476
- [DaLe69] DALZIEL, CHARLES F. ; LEE, W. R.: Lethal electric currents. In: *IEEE Spectrum* vol. 6 (1969), Nr. 2, pp. 44–50
- [DaLT41] DALZIEL, CHARLES F ; LAGEN, JOHN B ; THURSTON, JOE L.: Electric Shock. In: *Transactions of the American Institute of Electrical Engineers* vol. 60 (1941), Nr. 12, pp. 1073–1079

- [Dalz43] DALZIEL, CHARLES F.: Effect of Wave Form on Let-Go Currents. In: *Transactions of the American Institute of Electrical Engineers* vol. 62 (1943), Nr. 12, pp. 739–744
- [Dalz46] DALZIEL, CHARLES F.: Dangerous Electric Currents. In: *Transactions of the American Institute of Electrical Engineers* vol. 65 (1946), Nr. 8, pp. 579–585
- [Dalz47] DALZIEL, CHARLES F.: Controlling electrical hazards. In: *Electrical Engineering* vol. 66 (1947), Nr. 8, pp. 786–792
- [Dalz53] DALZIEL, CHARLES F.: A Study of the Hazards of Impulse Currents [includes discussion]. In: *Transactions of the American Institute of Electrical Engineers. Part III: Power Apparatus and Systems* vol. 72 (1953), Nr. 2
- [Dalz54] DALZIEL, CHARLES F.: The Threshold of Perception Currents [includes discussion]. In: *Transactions of the American Institute of Electrical Engineers. Part III: Power Apparatus and Systems* vol. 73 (1954), Nr. 2
- [Dalz56] DALZIEL, CHARLES F.: Effects of Electric Shock on Man. In: *IRE Transactions on Medical Electronics* vol. PGME-5 (1956), pp. 44–62
- [Dalz60] DALZIEL, CHARLES F.: Threshold 60-Cycle Fibrillating Currents. In: *Transactions of the American Institute of Electrical Engineers. Part III: Power Apparatus and Systems* vol. 79 (1960), Nr. 3, pp. 667–673
- [Dalz62] DALZIEL, F. CHARLES: Improvements in electrical safety. In: *Transactions of the American Institute of Electrical Engineers, Part I: Communication and Electronics* vol. 81 (1962), Nr. 2, pp. 121–127
- [Dalz70] DALZIEL, CHARLES F.: Transistorized ground-fault interrupter reduces shock hazard. In: *IEEE Spectrum* vol. 7 (1970), Nr. 1, pp. 55–62
- [Dalz72] DALZIEL, CHARLES F.: Electric shock hazard. In: *IEEE Spectrum* vol. 9 (1972), Nr. 2, pp. 41–50
- [DaMa50] DALZIEL, CHARLES F ; MANSFIELD, THOMAS H: Effect of Frequency on Perception Currents. In: *Transactions of the American Institute of Electrical Engineers* vol. 69 (1950), Nr. 2, pp. 1162–1168
- [DaOA43] DALZIEL, CHARLES F ; OGDEN, ERIC ; ABBOTT, CURTIS E.: Effect of Frequency on Let-Go Currents. In: *Transactions of the American Institute of Electrical Engineers* vol. 62 (1943), Nr. 12, pp. 745–750
- [DCMD02] DATTA, VIVEK ; CHANG, AVRIL ; MACKAY, SEAN ; DARZI, ARA: The relationship between motion analysis and surgical technical assessments. In: *American journal of surgery* vol. 184 (2002), Nr. 1, pp. 70–3
- [Dobe97] DOBES, MURÍCIO IBARRA: *Estudo em instalações elétricas hospitalares para segurança e funcionalidade de equipamentos eletromédicos*, Universidade Federal de Santa Catarina, 1997
- [Ellv06] ELLSWORTH, WARREN ; IVERSON, RONALD: Patient Safety in the Operating Room. In: *Seminars in Plastic Surgery*. vol. 20, 2006, pp. 214–218
- [FeCC10] FERRARI, ALBERTO ; CUTTI, ANDREA GIOVANNI ; CAPPELLO, ANGELO: A new formulation of the coefficient of multiple correlation to assess the similarity of waveforms measured synchronously by different motion analysis protocols. In: *Gait & posture* vol. 31 (2010), Nr. 4, pp. 540–2

- [FiHP57] FIELLER, E. C. ; HARTLEY, H. O. ; PEARSON, E. S.: Tests for Rank Correlation Coefficients. In: *Biometrika* vol. 44 (1957), Nr. 3/4, p. 470
- [FiJu10] FILHO, DALSON BRITO FIGUEIREDO ; JUNIOR, JOSÉ ALEXANDRE SILVA: Desvendando os Mistérios do Coeficiente de Correlação de Pearson (r). In: *Revista Política Hoje* vol. 18 (2010), Nr. 1, pp. 115–146
- [FJJF13] FUCHSHUBER, PASCAL ; JONES, STEPHANIE ; JONES, DANIEL ; FELDMAN, LIANE S ; SCHWARTZBERG, STEVEN ; ROZNER, MARC A: Ensuring safety in the operating room: the “fundamental use of surgical energy” (FUSE) program. In: *International anesthesiology clinics* vol. 51 (2013), Nr. 4, pp. 65–80
- [FKSW36] FERRIS, L P ; KING, B. G. ; SPENCE, P. W ; WILLIAMS, H. B.: Effect of Electric Shock on the Heart. In: *Transactions of the American Institute of Electrical Engineers* vol. 55 (1936), Nr. 5, pp. 498–515
- [FoGr00] FORFAR, J. C. ; GRIBBIN, B.: Coronary artery disease: risk factors, diagnosis, and medical treatment. In: MORRIS, P. J. ; WOOD, W. C. (eds.): *Oxford Textbook of Surgery (3-Volume Set)*. 2a. ed. : Oxford Press, 2000, pp. 1612–1649
- [Fow112] FOWLER, RICHARD ; AMGH (ed.): *Fundamentos de eletricidade, v.1 corrente continua e magnetismo*. 7. ed. Porto Alegre, 2012 — ISBN 9788580551396
- [Frie71] FRIEDLANDER, GORDON D.: Electricity in hospitals: elimination of lethal hazards. In: *IEEE Spectrum* vol. 8 (1971), Nr. 9, pp. 40–51
- [GoRD04] GOUDAIL, FRANÇOIS ; RÉFRÉGIER, PHILIPPE ; DELYON, GUILLAUME: Bhattacharyya distance as a contrast parameter for statistical processing of noisy optical images. In: *Journal of the Optical Society of America A* vol. 21 (2004), Nr. 7, p. 1231
- [GRWA05] GUNATILAKE, A. ; ROWLAND, S.M. ; WANG, Z.D. ; ALLEN, N.L.: Modelling and management of microshocks under high voltage transmission lines. In: *Proceedings of the Fifty-First IEEE Holm Conference on Electrical Contacts, 2005*. : IEEE, 2005 — ISBN 0-7803-9113-6, pp. 63–68
- [GuAR09] GUNATILAKE, A. ; AHMED, Y. ; ROWLAND, S.M.: Modelling of Microshocks Associated With High-Voltage Equipment. In: *IEEE Transactions on Power Delivery* vol. 24 (2009), Nr. 1, pp. 202–207
- [Guer03] GUERRINI, DÉLIO PEREIRA ; MANOLE (ed.): *Eletricidade para a Engenharia*, 2003 — ISBN 8520415725
- [Guss09] GUSSOW, MILTON ; BOOKMAN (ed.): *Eletricidade básica*. 2. ed. Porto Alegre, 2009 — ISBN 9788577802364
- [HPXL05] HU, YONG ; PANG, L Y ; XIE, X B ; LI, X H ; LUK, K D K: Automated leakage current measurement for medical equipment safety. In: *Conference proceedings : ... Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Conference* vol. 1 (2005), pp. 440–442 — ISBN 0780387406
- [Hunt92] HUNT, R.C.: Automatic defibrillation for laypersons. In: *IEEE Transactions on Broadcasting* vol. 38 (1992), Nr. 2, pp. 133–135

- [Iec02] IEC: Electrical Installations of Buildings—Requirements for Special Installations or Locations—Medical Locations, Part 710.413.1.5, IT System, IEC 60364-7-710. Geneva, Switzerland, IEC (2002)
- [Iec05a] IEC: Medical Electrical Equipment Part 1: General Requirements for Basic Safety and Essential Performance, IEC 60601-1, 3a. Ed. Geneva, Switzerland, IEC (2005)
- [Iec05b] IEC: Effects of Current on Human Beings and Livestock—Part 1: General Aspects, IEC/TS 60479-1. Geneva, Switzerland, IEC (2005)
- [Iec05c] IEC: Effects of Current on Human Beings and Livestock—Part 2: Special aspects, IEC/TS 60479-2. Geneva, Switzerland, IEC (2005)
- [Iec05d] IEC: Medical electrical equipment – Part 2-27: Particular requirements for the safety, including essential performance, of electrocardiographic monitoring equipment, IEC (2005)
- [Iec06] IEC: Medical Electrical Equipment - Part 2-2: Particular requirements for the safety of high frequency surgical equipment, IEC (2006)
- [Iec07] IEC: Medical electrical equipment - Recurrent test and test after repair of medical electrical equipment, IEC 62353 (2007)
- [Iec98] IEC: Medical Electrical Equipment - part 2-46: Particular requirements for the safety of operating tables, IEC (1998)
- [Inst92] INSTITUTE, ECRI: OR renovations and the use of isolated power and explosion-proof plugs. In: *Health devices* vol. 21 (1992), Nr. 9, pp. 334–5
- [JGMD98] JALIFE, JOSE ; GRAY, RICHARD A. ; MORLEY, GREGORY E. ; DAVIDENKO, JORGE M.: Self-organization and the dynamical nature of ventricular fibrillation. In: *Chaos (Woodbury, N.Y.)* vol. 8 (1998), Nr. 1, pp. 79–93
- [JiSK11] JIJU, K. ; SREEKUMARI, B. ; KHAMBATTE, NIRANJAN D.: Indigenous development of medical electrical safety analyzer. In: *2011 IEEE International Symposium on Medical Measurements and Applications* : IEEE, 2011 — ISBN 978-1-4244-9336-4, pp. 167–171
- [Jog06] JOG, N K: *Electronics in Medicine and Biomedical Instrumentation* : Prentice-Hall of India, 2006 — ISBN 9788120329263
- [Kind05] KINDERMANN, G: *Choque elétrico*. 3. ed. Florianópolis : Edição do Autor, 2005 — ISBN 85-900853-5-1
- [KISA06] KHALID, M. SOHAIL ; ILYAS, M. UMER ; SARFARAZ, M. SAQUIB ; AJAZ, M. ASIM: Bhattacharyya Coefficient in Correlation of Gray-Scale Objects. In: *Journal of Multimedia* vol. 1 (2006), Nr. 1
- [Kuhn73] KUHN, GARY M.: The Phi Coefficient as an Index of Ear Differences in Dichotic Listening. In: *Cortex* vol. 9 (1973), Nr. 4, pp. 450–457
- [Lee65] LEE, W.R.: Death from electric shock. In: *Electronics and Power* vol. 11 (1965), Nr. 12, p. 426
- [LeFo11] LEVIN, JACK A. ; FOX, JAMES ALAN ; PEARSON (ed.): *Elementary Statistics in Social Research*. 3. ed., 2011
- [LiLM02] LIN, XIANG-NING ; LIU, PEI ; MALIK, O P: Studies for Identification of Inrush Based on Improved Correlation Algorithm. In: *IEEE Power Engineering Review* vol. 22 (2002), Nr. 7, pp. 60–60

- [LiNe06] LIRA, SACHIKO ARAKI ; NETO, ANSELMO CHAVES: Coeficientes de correlação para variáveis ordinais e dicotômicas derivados do coeficiente linear de Pearson. In: *RECIE* vol. 15 (2006), Nr. 1/2, pp. 45–53
- [LiSH07] LIN, GUOQING ; SHEARER, PETER M. ; HAUSSON, EGILL: Applying a three-dimensional velocity model, waveform cross correlation, and cluster analysis to locate southern California seismicity from 1981 to 2005. In: *Journal of Geophysical Research* vol. 112 (2007), Nr. B12, p. B12309
- [LoLo10] LOVIE, SANDY ; LOVIE, PAT: Commentary: Charles Spearman and correlation: a commentary on “The proof and measurement of association between two things.” In: *International journal of epidemiology* vol. 39 (2010), Nr. 5, pp. 1151–3
- [Lyer52] LYERLY, SAMUEL B.: The average spearman rank correlation coefficient. In: *Psychometrika* vol. 17 (1952), Nr. 4, pp. 421–428
- [Medi12] MEDICINENET.COM: *Definition of Laparotomy*. Capturado em <http://www.medicinenet.com/script/main/art.asp?articlekey=6212>, Outubro 2014.
- [Moyl00] MOYLE, JOHN T. B.: Electrical safety in anaesthesia and surgery. In: MORRIS, P. J. ; WOOD, W. C. (eds.): *Oxford Textbook of Surgery (3-Volume Set)*. 2a. ed. : Oxford Press, 2000, pp. 210–213
- [Nabo05] NABOURS, R.E.: Dalziel revisited: a study of the electrical parameters affecting ventricular fibrillation. In: *IEEE Systems Technical Conference on Industrial and Commercial Power 2005*. : IEEE, 2005 — ISBN 0-7803-9021-0, pp. 154–158
- [Nabo09] NABOURS, R.E.: Dalziel revisited: a study of the electrical parameters affecting ventricular fibrillation. In: *IEEE Systems Technical Conference on Industrial and Commercial Power 2005*. : IEEE, 2009 — ISBN 0-7803-9021-0, pp. 154–158
- [Nage08] NAGEL, BRIAN: Advantages of the Cortex-M3. In: *Information Quarterly* vol. 7 (2008), Nr. 4, pp. 27–32
- [NaLM12] NASCIMENTO, ANDRÉ LUCCAS ECCARD DE SOUZA ; LUBANCO, JHENNIFER CAMPOS ; MOREIRA, THAYARA ABREU: Fontes Alternativas de Energia Elétrica : Potencial Brasileiro, Economia e Futuro. In: *Bolsista de Valor: Revista de divulgação do Projeto Universidade Petrobras e IF Fluminense* vol. 2 (2012), Nr. 1, pp. 23–36
- [Navy98] NAVY, US ; HEMUS (ed.): *Curso Completo de Eletricidade Básica*, 1998 — ISBN 8528900436
- [Nett00] NETTO, LUIZ FERRAZ: *Sinais Elétricos e suas Formas de Onda*. Capturado em http://www.feiradeciencias.com.br/sala15/15_07.asp, Julho 2014.
- [NiRi03] NILSSON, JAMES W. ; RIEDEL, SUSAN A. ; LTC (ed.): *Circuitos elétricos*. 6. ed. Rio de Janeiro, 2003
- [Nxp14] NXP: *HITAG transponder ICs have served low-frequency applications for more than 15 years*. Capturado em http://www.nxp.com/products/identification_and_security/smart_label_and_tag_ics/hitag/. Julho, 2015.

- [OAFN05] ORFALE, A.G. ; ARAÚJO, P.M.P. ; FERRAZ, M.B. ; NATOUR, J.: Translation into Brazilian Portuguese, cultural adaptation and evaluation of the reliability of the Disabilities of the Arm, Shoulder and Hand Questionnaire. In: *Brazilian Journal of Medical and Biological Research* vol. 38 (2005), Nr. 2, pp. 293–302
- [Olso09] OLSON, WALTER H: Electrical Safety. In: JOHN G. WEBSTER (ed.): *Medical Instrumentation Application and Design*. 4. ed. : Wiley, 2009 — ISBN 978-0471676003, p. 713
- [OpWN00] OPPENHEIN, ALAN V. ; WILLISKY, ALAN S. ; NAWAB, A: *Sinais e Sistemas*. 2.ed. ed. São Paulo : Pearson
- [OrCo04] ORSINI, LUIZ DE QUEIROZ ; CONSONNI, DENISE ; BLUCHER (ed.): *Curso de circuitos elétricos*. 2. ed. São Paulo, 2004
- [PaKl02] PAULUS, JOUNI ; KLAPURI, ANSSI: Measuring the similarity of Rhythmic Patterns. In: *ISMIR*, 2002
- [Pamp06] PAMPALK, ELIAS: *Computational Models of Music Similarity and their Application in Music Information Retrieval*, Vienna University of Technology, 2006
- [Qsln00] QSL.NET: *Forma de Onda, espectro e espectrograma*. Capturado em <http://www.qsl.net/py4zbz/teoria/espectro.htm>, Agosto 2014.
- [RaCG07] RAHNAMAI, KOUROSH ; COX, BRIAN ; GORMAN, KEVIN: Fuzzy Automatic Guitar Tuner. In: *NAFIPS 2007 - 2007 Annual Meeting of the North American Fuzzy Information Processing Society* : IEEE, 2007 — ISBN 1-4244-1213-7, pp. 195–199
- [ReHS14] REBONATTO, MARCELO TRINDADE ; HESSEL, FABIANO PASSUELO ; SPALDING, LUIZ EDUARDO SCHARDONG: EME Electric Supervision Embedded on Gas Panel with Microshock Dangerousness Degree. In: *2014 27th International Conference on VLSI Design and 2014 13th International Conference on Embedded Systems* : IEEE, 2014 — ISBN 978-1-4799-2513-1, pp. 180–185
- [RSHA13] REBONATTO, MARCELO TRINDADE ; SPALDING, LUIZ EDUARDO SCHARDONG ; HESSEL, FABIANO PASSUELO ; AMARAL, LEONARDO ALBERNAZ: Proteged2: an extended platform based on RFID to identify EME and improve the detection of microshocks. In: *Medical & biological engineering & computing* vol. 51 (2013), Nr. 6, pp. 719–27
- [Shea97] SHEARER, PETER M.: Improving local earthquake locations using the L1 norm and waveform cross correlation: Application to the Whittier Narrows, California, aftershock sequence. In: *Journal of Geophysical Research* vol. 102 (1997), Nr. B4, p. 8269
- [SMAI07] SPALDING, L. E. S. ; MORAES, R. ; ABATTI, P. J. ; IAIONE, F.: Electric Shock Hazards in Patients Undergoing Surgery. In: MAGJAREVIC, R. ; NAGEL, J. H. (eds.): *World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering, IFMBE Proceedings*. vol. 14. Berlin, Heidelberg : Springer Berlin Heidelberg, 2007 — ISBN 978-3-540-36839-7, pp. 3545–3548

- [SpAI04] SPALDING, L. E. S. ; ABATTI, P. J. ; IANISKI, A.: Automatic Control Patrimonial and of Electric Safety for Electro-medical Equipments.
- [Spal09] SPALDING, LUIZ EDUARDO SCHARDONG: *Método para detectar o risco de microchoque através da supervisão da corrente diferencial em equipamentos eletromédicos durante procedimento cirúrgico*, Universidade Federal de Santa Catarina, 2009
- [SpCB09] SPALDING, L.E.S. ; CARPES, W.P. ; BATISTELA, N.J.: A Method to Detect the Microshock Risk During a Surgical Procedure. In: *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement* vol. 58 (2009), Nr. 7, pp. 2335–2342
- [TiMo09] TIPLER, PAUL ALLEN ; MOSCA, GENE ; LTC (ed.): *Física para cientistas e engenheiros, volume 2: eletricidade e magnetismo, óptica*. 6a. ed. Rio de Janeiro, 2009 — ISBN 978-85-216-1711-2
- [Turn07] TURNBULL, AIDAN: The use of IEC 60601-1 in supporting approvals of medical electrical devices and the role of the new collateral standard IEC 60601-1-9, ENVIRON (2007)
- [Warr08] WARRENS, MATTHIJS J: On Association Coefficients for 2x2 Tables and Properties That Do Not Depend on the Marginal Distributions. In: *Psychometrika* vol. 73 (2008), Nr. 4, pp. 777–789
- [Weib74] WEIBELL, FRED J.: Electrical safety in the hospital—1974. In: *Annals of Biomedical Engineering*. vol. 2, 1974, pp. 126–148
- [WiER10] WILLS, JOHN H ; EHRENWERTH, JAN ; ROGERS, DAN: Electrical injury to a nurse due to conductive fluid in an operating room designated as a dry location. In: *Anesthesia and analgesia* vol. 110 (2010), Nr. 6, pp. 1647–9
- [YFFL09] YOUNG, HUGH D. ; FREEDMAN, ROGER A. ; FORD, A. LEWIS ; LUIZ, ADIR MOYSÉS ; WESLEY, A. (ed.): *Sears e Zemansky física III: Eletromagnetismo*. 12. ed. São Paulo, 2009

ANEXO A - CASOS REAIS DE FALHA DE ISOLAMENTO



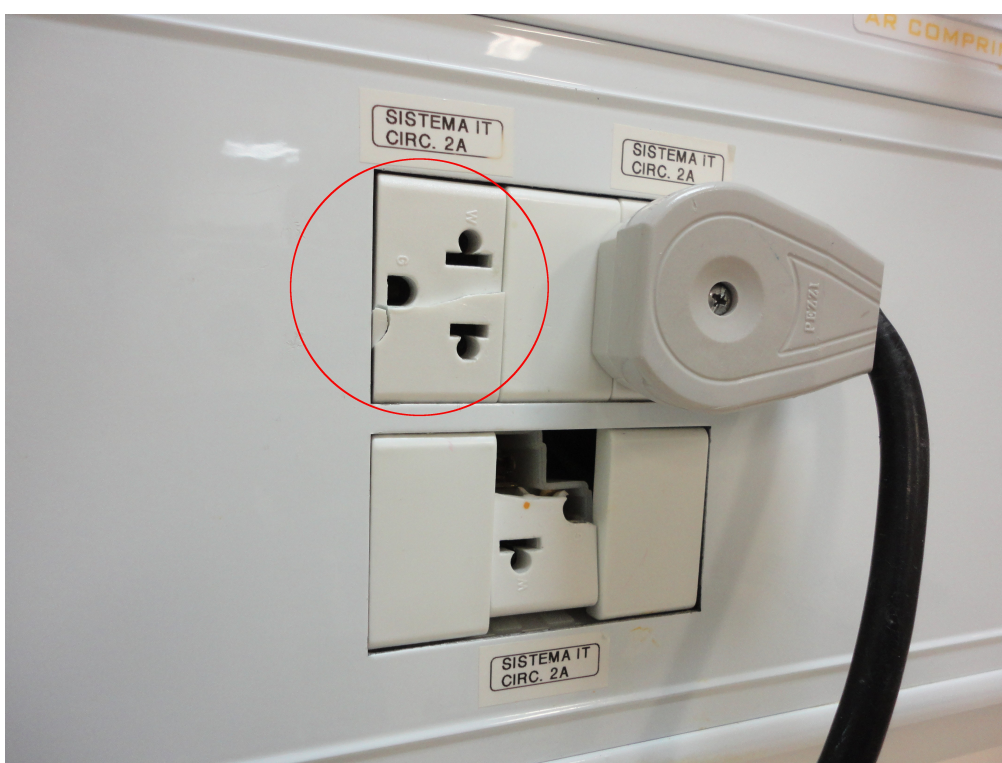
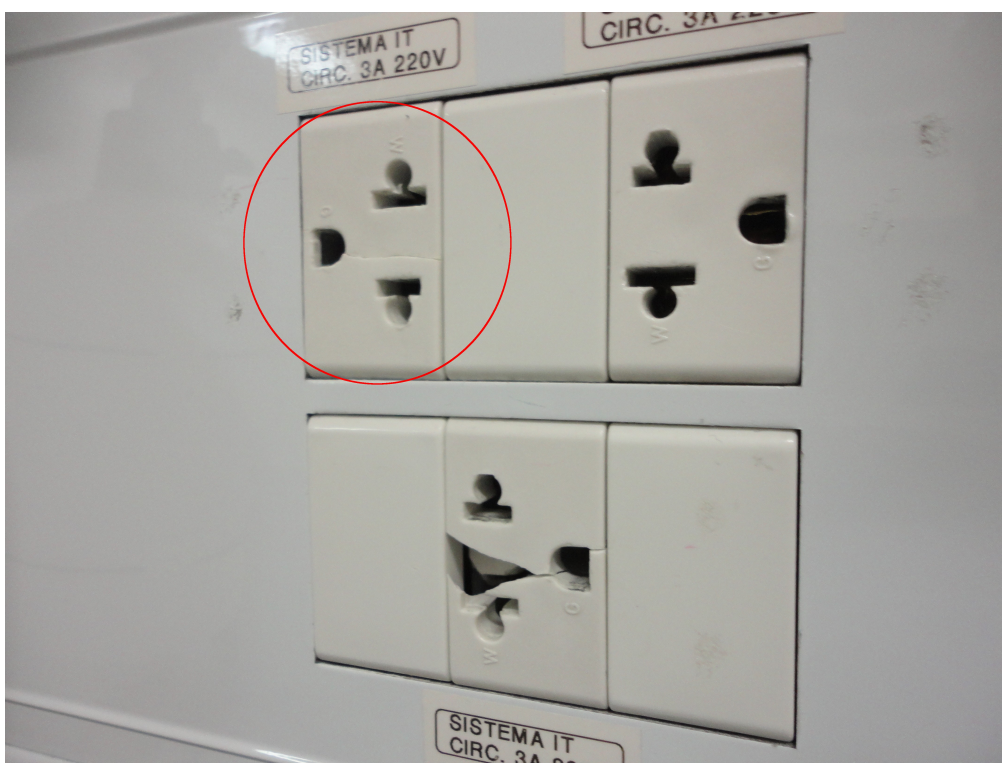
A.1 – Capacitores eletrolíticos, dentro de um bisturi eletrônico, que apresentaram problemas.



A.2 – Capacitores eletrolíticos que ao receberem tensões acima de sua capacidade, aqueceram acima de 200 graus Celsius e romperam gradativamente seu isolamento interno



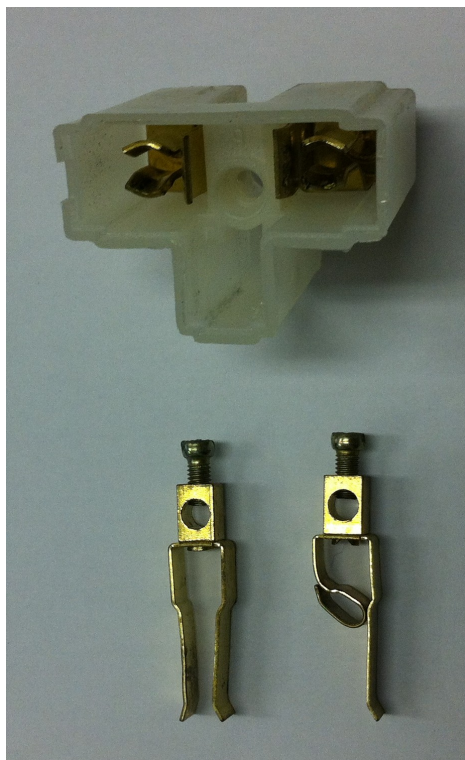
A.3 – Parte de um condutor de uma mesa de cirurgia que foi prensado.

ANEXO B - CASOS REAIS DE ATERRAMENTO INEFICIENTE

B.1 – Painel de gases e tomadas com tomadas quebradas. Em destaque rachaduras menores.



B.2 – Plugue de EEM com pino de aterramento cortado. Além disso um dos pinos está esquentando e causando deterioração do plástico do plugue. Normalmente isto é provocado por mau contato do pino com o condutor dentro do plugue.



B.3 – Interior de tomada com conector de aterramento encontrado a direita e o que deveria estar na tomada a esquerda.