

**UNIVERSIDADE TECNOLÓGICA FEDERAL DO PARANÁ
PROGRAMA DE PÓS - GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA BIOMÉDICA**

CRISTIAN FELIPE GRIEBLER

**AVALIAÇÃO DA DIFERENÇA DE POTENCIAL ELÉTRICO DO TUBO DE
RAIOS X EM EQUIPAMENTOS DE RADIOLOGIA CONVENCIONAL E
MAMOGRAFIA**

DISSERTAÇÃO

CURITIBA

2020

CRISTIAN FELIPE GRIEBLER

**AVALIAÇÃO DA DIFERENÇA DE POTENCIAL ELÉTRICO DO TUBO DE
RAIOS X EM EQUIPAMENTOS DE RADIOLOGIA CONVENCIONAL E
MAMOGRAFIA**

**Potential difference evaluation of X-ray tube in conventional radiology
and mammography equipment**

Dissertação de Mestrado apresentada como requisito para obtenção do grau de Mestre pelo Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica da Universidade Tecnológica Federal do Paraná – UTFPR. Área de Concentração: Física Médica

Orientador: Prof. Dr. Bertoldo Schneider Junior
Coorientadora: Prof. Dra. Rosangela Requi Jakubiak

CURITIBA

2020



Esta é a mais restritiva das nossas seis licenças principais, só permitindo que outros façam download dos seus trabalhos e os compartilhem desde que atribuam crédito a você, mas sem que possam alterá-los de nenhuma forma ou utilizá-los para fins comerciais. Este trabalho está licenciado com uma Licença [Creative Commons - Atribuição-NãoComercial-SemDerivações 4.0](https://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/)

[Internacional](https://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/).



Ministério da Educação
Universidade Tecnológica Federal do Paraná
Campus Curitiba - Diretoria de Pesquisa e Pós-Graduação
Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica



TERMO DE APROVAÇÃO

AVALIAÇÃO DA DIFERENÇA DE POTENCIAL ELÉTRICO DO TUBO DE RAIOS X EM EQUIPAMENTOS DE RADIOLOGIA CONVENCIONAL E MAMOGRAFIA

por

CRISTIAN FELIPE GRIEBLER

Esta dissertação foi julgada adequada para obtenção do Título de Mestre em Ciências, área de concentração Física Médica, e aprovado em sua forma final pelo Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica da Universidade Tecnológica Federal do Paraná.

Data de aprovação: 22 de Outubro de 2020

Banca Examinadora:

Professor Charlie Antoni Miquelin, Doutorado - Universidade Tecnológica Federal do Paraná

Professor Hugo Reuters Schelin, Doutorado - Instituto de Pesquisa Pele Pequeno Príncipe – Ipppp

Professora Rosangela Requi Jakubiak, Doutorado - Universidade Tecnológica Federal do Paraná

Documento gerado pelo Sistema Acadêmico da UTFPR a partir dos dados da Ata de Defesa em 22/10/2020.

Dedico este trabalho a todos aqueles que contribuem para o avanço científico no Brasil e no mundo.

AGRADECIMENTOS

Agradeço ao meu orientador Bertoldo Schneider Junior e a minha coorientadora Prof. Dra. Rosangela Jakubiak, pela sabedoria com que me guiaram nesta trajetória.

Aos meus pais Elio e Cleusa, que sempre confiaram no meu potencial e me incentivaram na realização desse sonho.

Ao meu irmão Edir que mesmo distante sempre me desejou o bem e acreditou na minha capacidade.

À minha amiga e irmã Emily, por me escutar, confiar, apoiar e aconselhar nos momentos de dificuldade.

À minha melhor amiga e companheira Maria Helena por todo amor, carinho e incentivo que tem me proporcionado.

À galera do Hostel Social, Pepe, Vitor, Anthony, Leticia, Raissa, Amanda, por todo amor e carinho que recebi. Obrigado pela troca de experiências e por representarem a minha família em Curitiba.

Aos amigos da República Bazzinga, com quem eu tive o prazer de compartilhar muitos momentos de diversão e alegria.

Aos professores Dr. Hugo Reuters Schelin, Dr. Charlie Antoni Miquelin e Dra. Rosangela Requi Jakubiak por aceitarem o convite para serem examinadores da banca da minha pesquisa.

Aos professores e toda equipe administrativa, da Universidade Tecnológica Federal do Paraná do curso de pós-graduação em Engenharia Biomédica, pelos ensinamentos e paciência em todos os momentos.

Aos colegas de sala, em especial, ao meu melhor amigo Tiê Menezes Oliveira pela amizade sincera e o apoio em momentos de dificuldade de escrita da dissertação.

“Somewhere, something incredible is waiting to be known.”

Carl Sagan

RESUMO

GRIEBLER, Cristian Felipe. **Avaliação da diferença de potencial elétrico do tubo de raios x em equipamentos de radiologia convencional e mamografia.** 2020. 88f. Dissertação – Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica. Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Curitiba, 2020.

A avaliação da diferença de potencial elétrico de equipamentos de raios X é um item fundamental do programa de controle de qualidade de uma clínica de radiodiagnóstico. Essa avaliação é importante para assegurar a proteção radiológica do paciente e garantir a qualidade da imagem do exame. A qualidade da imagem é responsável pelo diagnóstico correto do exame. As normas nacionais, Portaria 453/98 e a recente RDC 330/19, estabelecem limites de operação distintos para a tensão produzida pelo tubo de raios X do equipamento e não apresentam uma definição clara para o termo tensão. O objetivo deste trabalho foi avaliar o desempenho de três equipamentos de raios X e três equipamentos de mamografia através dos testes de exatidão e reprodutibilidade estabelecidos em norma. A tensão média de pico, tensão prática de pico e a tensão máxima de pico foram medidas pelos sensores Accu-Gold AGMS-D e AGMS-M, e os valores fornecidos pelo software Accu-Gold Radcal. Os valores de tensão avaliados dos seis equipamentos estiveram dentro dos limites de tolerância estabelecidos em norma para os testes de exatidão e reprodutibilidade. Os testes de exatidão, entre os equipamentos de raios X convencionais, apresentaram desvios de 0,16 a 6,25% com relação à tensão nominal. Entre os equipamentos de mamografia, os desvios foram de 0,33 a 3,2% com relação à tensão nominal. Os testes de reprodutibilidade, entre os equipamentos de raios X convencionais, apresentaram desvios de 0,11 a 0,82% com relação à tensão nominal. Entre os equipamentos de mamografia, os desvios foram de 0,3 a 0,5 kV e o coeficiente de variação (CV) inferior a 0,02. Neste trabalho verificou-se a importância dos testes de controle de qualidade e a necessidade de uma atuação coletiva multiprofissional. Conclui-se que, em paralelo aos testes de controle de qualidade, a atuação multiprofissional é uma prática essencial para garantir a qualidade do exame de radiodiagnóstico.

Palavras-chave: Radiodiagnóstico. Controle de Qualidade. Física Médica.

ABSTRACT

GRIEBLER, Cristian Felipe. **Potential difference evaluation of X-ray tube in conventional radiology and mammography equipment.** 2020. 88p. Dissertation – Post-Graduation Program in Biomedical Engineering, Federal University of Technology – Paraná. Curitiba, 2020.

The evaluation of the potential difference of X-ray equipment is a fundamental item in the quality control program of a radiodiagnosis clinic. This evaluation is important to ensure the patient's radiological protection and to guarantee the quality of the exam image. The image quality is responsible for the correct diagnosis of the exam. National standards, Portaria 453/98 and the recent RDC 330/19, establish different operating limits for the voltage produced by the equipment's X-ray tube and do not present a clear definition for the term voltage. The objective of this work was to evaluate the performance of three X-ray equipments and three mammographic equipments through the tests of accuracy and reproducibility established in the national standard. Mean peak voltage, practical peak voltage and maximum peak voltage were measured by the Accu-Gold AGMS-D and AGMS-M sensors, and the values provided by the Accu-Gold Radcal software. The voltage values evaluated for the six devices were within the tolerance limits established in the standard for the accuracy and reproducibility tests. Accuracy tests, among conventional X-ray equipment, showed deviations from 0.16 to 6.25% compared to the nominal voltage. Among mammography equipments, the deviations were from 0.33 to 3.2% to the nominal voltage. Reproducibility tests, among conventional X-ray equipment, showed deviations of 0.11 to 0.82% compared to the nominal voltage. Among mammography equipments, the deviations were 0.3 to 0.5 kV and the coefficient of variation (CV) was less than 0.02. In this work, the importance of quality control tests and the need for multiprofessional collaboration were verified. It is concluded that, in parallel to the quality control tests, multiprofessional performance is an essential practice to guarantee the quality of the radiodiagnostic exam

Key-words: Radiodiagnosis. Quality Control. Medical Physics.

LISTA DE GRÁFICOS

Gráfico 1 - Gráfico das medidas de tensão prática de pico (PPV), tensão média de pico (kVp) e tensão máxima de pico (Up) do equipamento de raios X <i>Carestream</i>	53
Gráfico 2 - Gráfico das medidas de tensão prática de pico (PPV), tensão média de pico (kVp) e tensão máxima de pico (Up) do equipamento de raios X <i>GE</i> <i>Healthcare</i>	56
Gráfico 3 - Gráfico das medidas de tensão prática de pico (PPV), tensão média de pico (kVp) e tensão máxima de pico (Up) do equipamento de raios X <i>Siemens</i>	59
Gráfico 4 - Gráfico das medidas de tensão prática de pico (PPV), tensão média de pico (kVp) e tensão máxima de pico (Up) do equipamento de mamografia <i>Siemens</i>	62
Gráfico 5 - Gráfico das medidas de tensão prática de pico (PPV), tensão média de pico (kVp) e tensão máxima de pico (Up) do equipamento de mamografia <i>Hologic</i>	65
Gráfico 6 - Gráfico das medidas de tensão prática de pico (PPV), tensão média de pico (kVp) e tensão máxima de pico (Up) do equipamento de mamografia <i>GE</i> <i>Healthcare</i>	67

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Qualidades de radiação segundo a IEC 61267	33
Tabela 2 - Qualidades de radiação com filtro adicional segundo a IEC 61267	34
Tabela 3 - Limites de sensibilidade do sensor AGMS-D	40
Tabela 4 - Limites de sensibilidade do sensor AGMS-M.....	40
Tabela 5 - Resultados das medidas do equipamento <i>Carestream</i>	52
Tabela 6 - Teste de CQ do equipamento de Raios X <i>Carestream</i>	54
Tabela 7 - Resultados das medidas do equipamento <i>GE Healthcare</i>	55
Tabela 8 - Teste de CQ do equipamento de Raios X <i>GE Healthcare</i>	57
Tabela 9 - Resultados das medidas do equipamento <i>Siemens</i>	58
Tabela 10 - Teste de CQ do equipamento de raios X <i>Siemens</i>	60
Tabela 11 - Resultados das medidas do mamógrafo <i>Siemens</i>	62
Tabela 12 - Teste de CQ do equipamento de mamografia <i>Siemens</i>	63
Tabela 13 - Resultados das medidas do mamógrafo <i>Hologic</i>	64
Tabela 14 - Teste de CQ do tubo do mamógrafo <i>Hologic</i>	65
Tabela 15 - Resultados das medidas do mamógrafo <i>GE Healthcare</i>	67
Tabela 16 - Teste de CQ do mamógrafo <i>GE Healthcare</i>	68

LISTA DE FIGURAS

Figura 1- Tubo de raios X.....	21
Figura 2 - Efeito de produção da radiação de Bremsstrahlung	23
Figura 3 - Curva de quantidade de raios X conforme a tensão aplicada no tubo ..	23
Figura 4 - Produção de raios X característicos.....	24
Figura 5 - Espectro de raios X característicos.....	25
Figura 6 - Figura ilustrativa dos equipamentos utilizados para as medições.	39
Figura 7 - Sensor AGMS-D (preto) e sensor AGMS-M (rosa).	39
Figura 8 - Equipamento de Raios X <i>Carestream Ascend</i>	41
Figura 9 - Equipamento de Raios X <i>GE Healthcare XR 6000</i>	42
Figura 10 - Equipamento de Raios X <i>Siemens Multix B</i>	43
Figura 11 – Equipamento de mamografia <i>Siemens Mammomat Inspiration</i>	44
Figura 12 – Equipamento de mamografia <i>Hologic Lorad M IV</i>	45
Figura 13 - Equipamento de mamografia <i>GE Healthcare Senographe Essential</i> ..	46
Figura 14 - Tela do item Measure do software <i>Accu-Gold</i>	48
Figura 15 - Tela do item List do software <i>Accu-Gold</i>	49
Figura 16 - Tela do item Wave do Software <i>Accu-Gold</i>	50

LISTA DE SIGLAS

ANVISA	Agência Nacional de Vigilância Sanitária
CEV	<i>Contrast Equivalent Voltage</i>
CNEN	Comissão Nacional de Energia Nuclear
CQ	Controle de Qualidade
CSR	Camada Semirredutora
GUM	<i>Guide to the expression of Uncertainty in Measurement</i>
IAEA	Agência Internacional de Energia Atômica
IEC	<i>International Electrotechnical Commission</i>
IN	Instrução Normativa
INCA	Instituto Nacional de Câncer
IOE	Indivíduo Ocupacionalmente Exposto
MS	Ministério da Saúde
PQG	Programa de Garantia de Qualidade
PPV	<i>Practical Peak Voltage</i>
RM	Radiodiagnostico Médico
RDC	Resolução da Diretoria Colegiada
TRS	<i>Technical Report Series</i>

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	15
1.1 ORGANIZAÇÃO DA DISSERTAÇÃO	15
1.2 CONSIDERAÇÕES INICIAIS	16
1.4 OBJETIVO GERAL	20
1.5 OBJETIVOS ESPECÍFICOS	20
2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	21
2.1 PRODUÇÃO DE RAIOS X	21
2.1.1 Radiação de Bremsstrahlung	22
2.1.2 Radiação Característica	24
2.2 DETECÇÕES DA RADIAÇÃO	25
2.3 EQUIPAMENTO DE RAIOS X	27
2.4 TENSÃO APLICADA AO TUBO DE RAIOS X	28
2.4.1 Tensão Nominal	28
2.4.2 Tensão de pico absoluto	29
2.4.3 Tensão média de pico	29
2.4.4 Tensão média	29
2.4.5 Tensão prática de pico	30
2.5 NORMAS E RECOMENDAÇÕES	32
2.5.1 <i>Internacional Electrotechnical Commission - IEC</i>	32
2.5.2 <i>Technical Report Series 457</i>	35
2.5.3 Portaria 453 – Agência Nacional de Vigilância Sanitária	35
2.5.4 Resolução da Diretoria Colegiada – RDC 330/19	36
3 MATERIAIS E MÉTODOS	38
3.1 INSTRUMENTOS PARA MEDIÇÃO	38
3.1.1 AGMS-D	40
3.1.2 AGMS-M	40
3.2.1 Equipamento de Raios X <i>Carestream DRX-Ascend</i>	41
3.2.2 Equipamento de Raios X <i>GE Healthcare XR 6000</i>	42
3.2.3 Equipamento de Raios X <i>Siemens Polymat Plus S Multix B</i>	43
3.2.4 Equipamento de mamografia <i>Siemens Mammomat Inspiration</i>	44
3.2.5 Equipamento de mamografia <i>Hologic Lorad M IV</i>	45
3.2.6 Equipamento de mamografia <i>GE Healthcare Senographe Essential</i>	46
3.3 MÉTODO	47
3.3.1 Teste de Exatidão e Reprodutibilidade da Tensão do Tubo	47
3.3.2 Software <i>Radcal</i>	48

3.3.3 Incerteza associadas às medições	50
4 RESULTADOS E DISCUSSÕES.....	52
4.1 RESULTADOS E DISCUSSÕES DOS EQUIPAMENTOS DE RAIOS X	52
4.1.1 Equipamento de Raios X <i>Carestream</i>	52
4.1.2 Equipamento de Raios X <i>GE Healthcare</i>	55
4.1.3 Equipamento de Raios X <i>Siemens</i>	58
4.2 RESULTADOS E DISCUSSÕES DOS EQUIPAMENTOS DE MAMOGRAFIA.....	61
4.2.1 Equipamento de mamografia <i>Siemens</i>	61
4.2.2 Equipamento de mamografia <i>Hologic</i>	64
4.2.3 Equipamento de mamografia <i>GE Healthcare</i>	66
5 CONCLUSÃO	70
REFERÊNCIAS.....	71
ANEXO 1.....	75

1 INTRODUÇÃO

1.1 ORGANIZAÇÃO DA DISSERTAÇÃO

Para apresentar as ideias dessa pesquisa de maneira mais clara e objetiva, a dissertação está dividida em cinco capítulos.

No capítulo um é apresentada uma breve contextualização sobre o tema da pesquisa, assim como a justificativa e sua relevância científica. Ao final do capítulo estão apresentados o objetivo geral e os objetivos específicos.

No capítulo dois é indicada a fundamentação teórica necessária para a realização dessa pesquisa como conceitos de raios X, a detecção, definição de grandezas e normas utilizadas na área de radiodiagnóstico.

No capítulo três são apresentados os equipamentos analisados, bem como os instrumentos de medições utilizados. A metodologia e as incertezas das medições também foram relatadas nesse capítulo.

No capítulo quatro são exibidos todos os resultados obtidos na forma de tabelas e gráficos e as discussões referentes aos resultados obtidos.

No capítulo cinco é apresentada a conclusão da pesquisa.

O anexo 1 apresenta os certificados de calibração dos sensores AGMS-D *Accu-Gold* e AGMS-M *Accu-Gold*.

1.2 CONSIDERAÇÕES INICIAIS

O uso da radiação ionizante está presente em várias áreas da saúde e da indústria. Na área industrial, o seu uso se tornou indispensável nas atividades de irradiação de alimentos, na indústria de bebidas, indústria de petróleo, entre outras. Na área da saúde, há aplicação das radiações ionizantes em processos de esterilização de materiais hospitalares, obtenção de diagnósticos de imagens, terapia de doenças e em especial no diagnóstico e tratamento de câncer (DANCE *et al.*, 2014).

Para o próximo ano, segundo o Instituto Nacional de Câncer (INCA), estima-se 59.700 casos novos de câncer de mama no Brasil. O risco associado a esse dado é de 56,33 casos a cada 100 mil mulheres. Sem considerar os tumores de pele não melanoma, esse tipo de câncer também é o mais frequente nas mulheres das Regiões Sul (73,07/100 mil), Sudeste (69,50/100 mil), Centro-Oeste (51,96/100 mil) e Nordeste (40,36/100 mil). Na Região Norte, é o segundo tumor mais incidente (19,21/100 mil) (MS, 2018).

A redução da taxa de mortalidade por câncer de mama depende da redução da frequência de doenças em estágios avançados. Essa redução é possível através de métodos de detecção precoce da patologia. A ação de detecção precoce consiste na aplicação sistemática de um exame para identificar mulheres com anormalidades sugestivas ao câncer em populações assintomáticas denominado rastreamento. O rastreamento pode ser oportunístico, quando as pessoas procuram espontaneamente os serviços de saúde ou quando há iniciativa de busca ativa de população-alvo (MS, 2012).

O método de detecção considerado “padrão ouro” é a mamografia, pois é capaz de detectar, de modo sistemático, o câncer de mama em estágio ainda aparentemente curável (MS, 2012). Devido à crescente preocupação com a qualidade das imagens em mamografia, há uma grande perspectiva quanto aos avanços do sistema de imagens em mamografia digital em relação às limitações da mamografia convencional (MS, 2018).

A radiologia é um instrumento fundamental de diagnóstico, não somente para o câncer de mama, mas de inúmeras patologias. Pela sua tamanha importância e uso em grande escala, a radiologia é considerada a maior

responsável pelo aumento da exposição do homem as radiações ionizantes provenientes de fontes artificiais.

Segundo a Agência Internacional de Energia Atômica (*Internacional Atomic Energy Agency* – IAEA) qualquer uso da radiação deve ser otimizado e justificado. A justificativa individual leva em conta muito dos fatores específicos dos pacientes. Por esse motivo médicos dificilmente solicitam mamografias para mulheres assintomáticas com idade inferior a 40 anos, geralmente são mulheres com idade mais avançada ou em grupos de risco (IAEA, 2005).

A otimização da proteção em radiodiagnóstico não significa necessariamente a redução de doses para o paciente, pois é fundamental que a qualidade da imagem no diagnóstico não seja comprometida. Há um esforço considerável para a otimização da proteção radiológica de técnicas de radiografia sem que haja perda de informações do diagnóstico (IAEA, 2005).

Para alcançar um bom desempenho da radiografia e conseqüentemente uma imagem diagnóstica de alta qualidade são necessários os seguintes itens: técnica radiológica correta, equipamento adequado, conhecimento, prática e dedicação dos profissionais envolvidos (MS, 2018).

A garantia de qualidade abrange uma ampla gama de atividades, incluindo a formação, avaliação e treinamento contínuo da equipe técnica e dos radiologistas, a seleção de equipamentos, elaboração de relatórios de Controle de Qualidade (CQ), divulgação dos resultados e arquivamento dos registros. Os testes de controle de qualidade (CQ), que fazem parte do Programa de Garantia de Qualidade (PGQ), são desenvolvidos para avaliar a tecnologia utilizada no radiodiagnóstico para garantir que ele está operando dentro de um intervalo de desempenho aceitável (MS, 2019).

A finalidade dos testes de CQ é prever desvios no desempenho do equipamento que podem levar à degradação na qualidade da imagem clínica e, se possível, corrigi-los antes que comprometam a qualidade diagnóstica (MS, 2019).

O PGQ em serviços de diagnóstico por imagem é uma exigência no Brasil pela Resolução da Diretoria Colegiada Número 330 do Ministério da Saúde (MS, 2019). Essa resolução estabelece as diretrizes básicas de proteção radiológica em radiodiagnóstico médico e odontológico, e a utilização de medidores não invasivos de tensão do tubo de raios X, que é essencial para os testes de exatidão e reprodutibilidade.

A metrologia das radiações ionizantes é importante para alcançar a confiabilidade nas medidas de dose em pacientes submetidos a exames de radiodiagnóstico e radioterapia, indivíduos ocupacionalmente expostos (IOE) e no meio ambiente (CNEN, 2014). São doses medidas com o intuito de estimar as doses limitantes para membro do público. A partir das estimativas de doses os procedimentos de radioproteção são desenvolvidos para evitar efeitos biológicos indesejáveis causados pelas radiações ionizantes (CNEN, 2014).

A metrologia depende do uso de equipamentos confiáveis que respeitam os padrões de desempenho exigidos por normas internacionais. Os equipamentos devem ser calibrados por laboratórios de metrologia sob condições bem definidas para calibração de sistemas dosimétricos na área de radiodiagnósticos (MS, 2019). Os laboratórios de metrologia das radiações ionizantes buscam garantir uma coerência metrológica entre os equipamentos de raios X (CNEN, 2014).

Todas as atividades, devidamente licenciadas e autorizadas, que fazem uso das radiações ionizantes são monitoradas pela Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN). A CNEN exige que os equipamentos utilizados nas monitorações devam estar devidamente calibrados e rastreados a um laboratório nacional (CNEN, 2014).

A garantia de qualidade nas imagens radiográficas, dos equipamentos e dos procedimentos relacionados é feita para evitar diagnósticos equivocados ou não conclusivos, que possam levar o profissional da saúde a solicitar uma nova exposição do paciente, produzindo doses desnecessárias e aumentos dos custos, além do desgaste do equipamento (MS, 2019).

No Brasil (TERINI e HERDADE, 2009; VIVOLO *et al.*, 2012; PIRES, 2007), e em outros países (BAORONG *et al.*, 2000; RAMIREZ *et al.*, 2004; HOURDAKIS, 2011) estudos têm sido realizados sobre a tensão aplicada em tubo de raios X. Porém, por muito tempo não houve um acordo entre os fabricantes, físicos, engenheiros e funcionários de serviço em geral de qual definição para tensão é a mais apropriada para se utilizar como referência. Segundo Hourdakís (HOURDAKIS, 2011), além da tensão nominal que é o valor de tensão selecionado no painel do equipamento, algumas das definições existentes são: Tensão Média (U_m), Tensão Média de Pico (kVp), Tensão de Pico máximo (U_p) e Tensão Prática de Pico (PPV).

A fim de definir uma quantidade precisa para comparações de tensão relacionadas ao efeito final na imagem de raios X, a tensão prática de pico (*Practical Peak Voltage - PPV*) foi proposta por Kramer e adotada como a quantidade padrão para a tensão do tubo de raios X em radiologia diagnóstica (KRAMER *et al.*, 1998).

Hoje, existem alguns fabricantes (Gammex, RadCal, RTI e PTW) de medidores não-invasivos de tensão de tubo de raios X que adotaram como uma das grandezas padrões medidas por seus instrumentos o PPV (HOURDAKIS, 2011). Além disso, a norma IEC 61676 indica os requisitos para a avaliação do desempenho de medidores não invasivos de tensão de tubos de raios X e determina como grandeza padrão o PPV (IEC, 2002).

1.3 JUSTIFICATIVA E RELEVÂNCIA CIENTÍFICA DESTA DISSERTAÇÃO

Visto o aumento exponencial do uso de radiações ionizantes na área médica, a justificativa desta dissertação baseia-se na necessidade de garantir uma qualidade metrológica dos equipamentos de raios X convencionais e mamógrafos utilizados na área de radiodiagnóstico.

A maior fonte artificial de radiação ionizante que a população está sujeita são os exames médicos. Por esse motivo, os profissionais envolvidos na área de radiodiagnóstico preocupam-se em minimizar a exposição do paciente à radiação, mantendo a qualidade de imagem. A fim de minimizar a exposição do paciente, é importante determinar grandezas e unidade dosimétricas de modo a estabelecer níveis de referência em métodos de diagnóstico que utilizam de raios X (IAEA, 2001).

A seleção dos parâmetros, tensão (kV), corrente (mA) e tempo (s), na realização de exames influencia diretamente na qualidade da imagem clínica. A baixa qualidade da imagem pode dificultar a interpretação ocasionando diagnósticos equivocados ou inseguros, obrigando a repetição do exame e causando riscos e gastos desnecessários. Por isso a importância dos relatórios de controle de qualidade.

É uma prática comum o supervisor de proteção radiológica (SPR) utilizar nos relatórios de CQ outra definição para a tensão do tubo de raios X que não é a grandeza estabelecida por norma. Desse modo, o presente trabalho foi motivado

pela proposta de analisar, cuidadosamente, a diferença entre as diferentes definições de tensões, a exatidão e a reprodutibilidade de três equipamentos de raios X e três mamógrafos de modelos distintos.

1.4 OBJETIVO GERAL

O principal objetivo deste trabalho é analisar o desempenho de equipamentos de radiologia convencional e mamografia através dos testes de exatidão e reprodutibilidade da tensão do tubo de raios X exigidos pela norma nacional RDC 330/19.

1.5 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Investigar as diferenças nas medidas das grandezas tensões médias de pico, tensões máximas de pico e a tensões práticas de pico.
- Avaliar a exatidão e a reprodutibilidade da tensão dos equipamentos de raios X e mamografia através dos testes de CQ.
- Comparar os limites de tolerância estabelecidos pela norma vigente, a RDC 330/19, e os limites exigidos pela norma anterior, a Portaria 453/98.

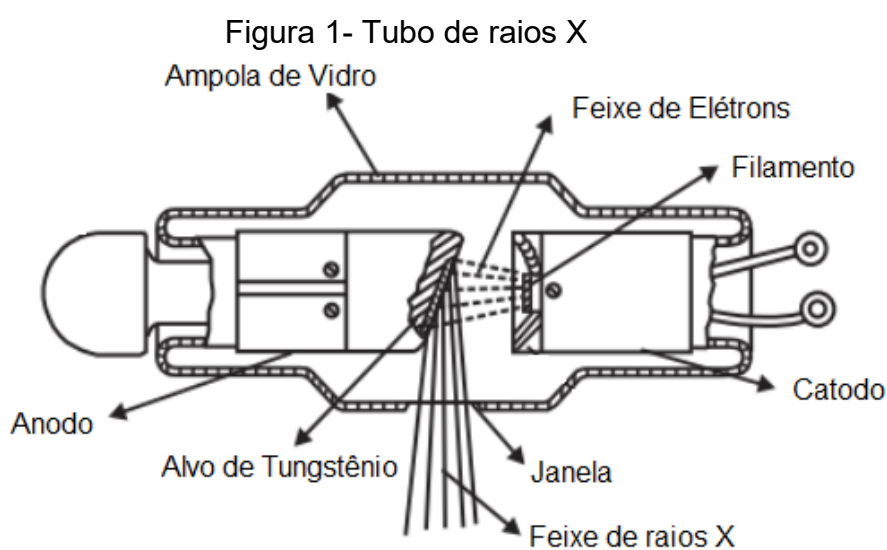
2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

Neste capítulo serão apresentadas a produção de raios X, as tecnologias empregadas nos equipamentos e as normas vigentes sobre controle de qualidade em sistemas de radiodiagnóstico.

2.1 PRODUÇÃO DE RAIOS X

Em 1895, Wilhelm Conrad Roentgen, publicou o artigo “*On a new kind of rays*” no qual batizou a radiação descoberta como raios X. Um ano após a descoberta, mais de 1000 artigos tinham sido escritos por cientista do mundo todo, e Roentgen recebeu o primeiro Prêmio Nobel de Física em 1901 (OKUNO e YOSHIMURA, 2010).

A figura 1 mostra o um diagrama simplificado de um tubo emissor de raios X. No lado direito do diagrama há um filamento de um material termiônico que quando aquecido emite elétrons que são acelerados pela diferença de potencial (V) entre os eletrodos: catodo e anodo. Os elétrons ao atingirem o alvo, normalmente feito de um metal de alto ponto de fusão, produzem raios X (OKUNO e YOSHIMURA, 2010).



Fonte: Adaptado de TAUHATA *et al.*, 2014.

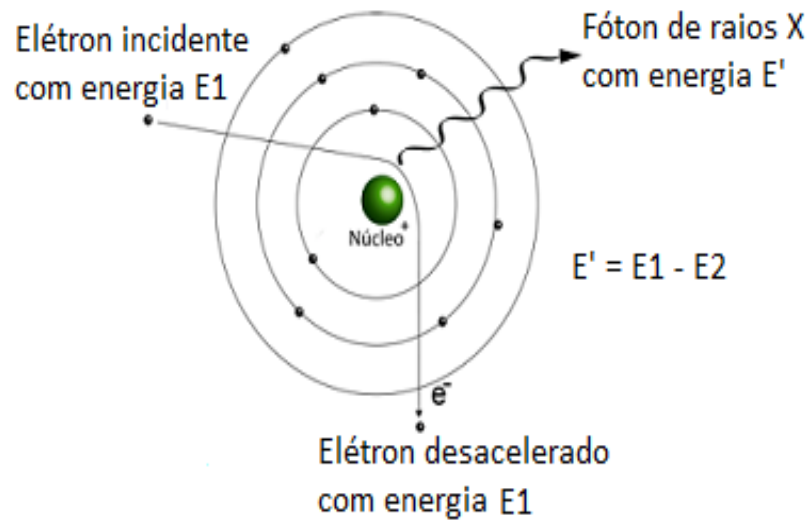
Os raios X são radiações eletromagnéticas com comprimento de onda de aproximadamente um 1 Å (10^{-10} m). Há duas maneiras de se produzir raios X: por meio de freamento de partículas carregadas (radiação de *Bremsstrahlung*) ou a por meio do processo de excitação-desexcitação de elétrons da eletrosfera. Na primeira maneira produz-se raios X com espectro contínuo de energia, na segunda maneira produz-se raios X com espectro característico de energia por isso leva o nome de raios X característicos (PODGORSAK, 2005).

2.1.1 Radiação de Bremsstrahlung

Os raios X de freamento são gerados quando uma fração dos elétrons acelerados interage com os núcleos atômicos do material que constituem o alvo. Os elétrons são desviados de sua trajetória inicial devido a interação com o campo coulombiano do núcleo, emitindo fótons de raios X, como mostra a Figura 1. Os raios X gerados dessa forma são chamados de radiação de freamento, podendo assumir qualquer energia dependendo da energia cinética do elétron e da sua aproximação com o núcleo. Portanto, o espectro de raios X de freamento é contínuo, em outras palavras, os fótons de raios X podem assumir qualquer valor de energia entre valores próximos de zero até o valor máximo (E_1) que é o valor da energia cinética do elétron ao atingir o alvo (OKUNO e YOSHIMURA, 2010).

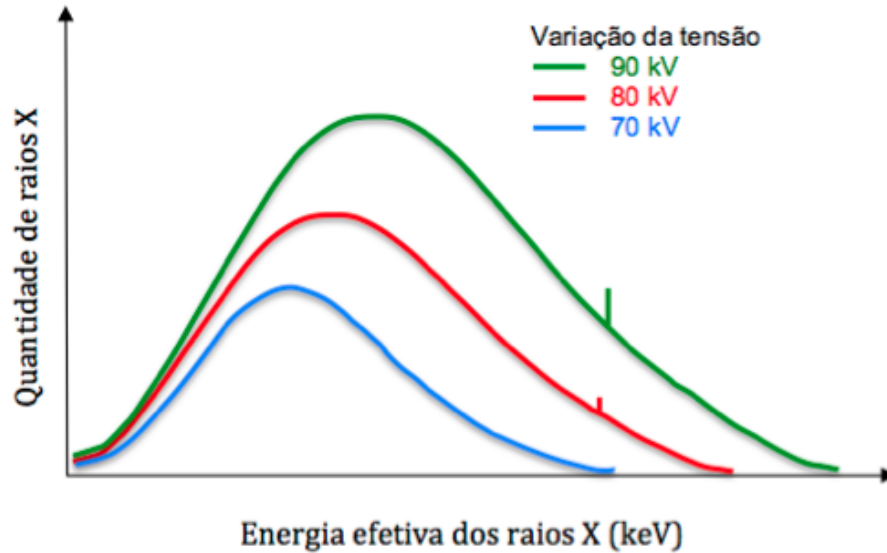
A Figura 3 mostra o espectro contínuo de raios X para três valores do potencial acelerador produzidos em um tubo com alvo de tungstênio. Neste gráfico de intensidade em função da energia do fóton da radiação é possível notar que para uma maior tensão maior será a eficiência na produção de raios X (OKUNO e YOSHIMURA, 2010).

Figura 2 - Efeito de produção da radiação de Bremsstrahlung



Fonte: Adaptado de TAUHATA *et al.*, 2014.

Figura 3 - Curva de quantidade de raios X conforme a tensão aplicada no tubo



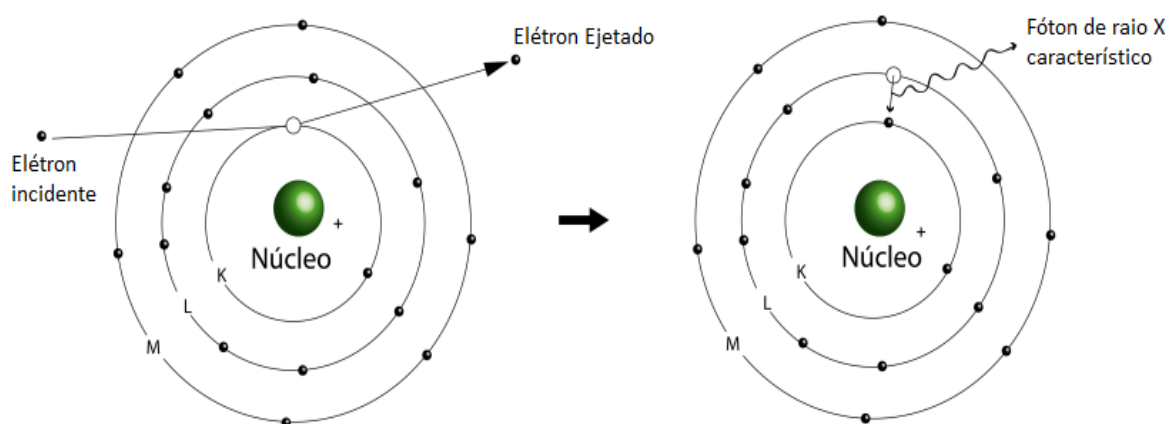
Fonte: Adaptado de OKUNO e YOSHIMURA, 2010.

2.1.2 Radiação Característica

A radiação característica é a radiação X emitida devido a transição de elétrons entre as camadas eletrônicas de um átomo.

Elétrons de camadas mais externas possuem maior energia de ligação com o átomo que elétrons de camada mais internas. Quando um elétron incidente no alvo remove um elétron de uma camada mais interna, cria-se uma vacância naquela camada da eletrosfera, como mostra a Figura 4. Essa vacância é preenchida por um elétron de uma camada mais externa que tem uma energia maior que a exigida pela camada. Essa diferença de energia é liberada na forma de fóton de raios X, como pode ser visto na Figura 4. Dessa forma, para cada transição entre camadas há uma diferença de energia característica (OKUNO e YOSHIMURA, 2010).

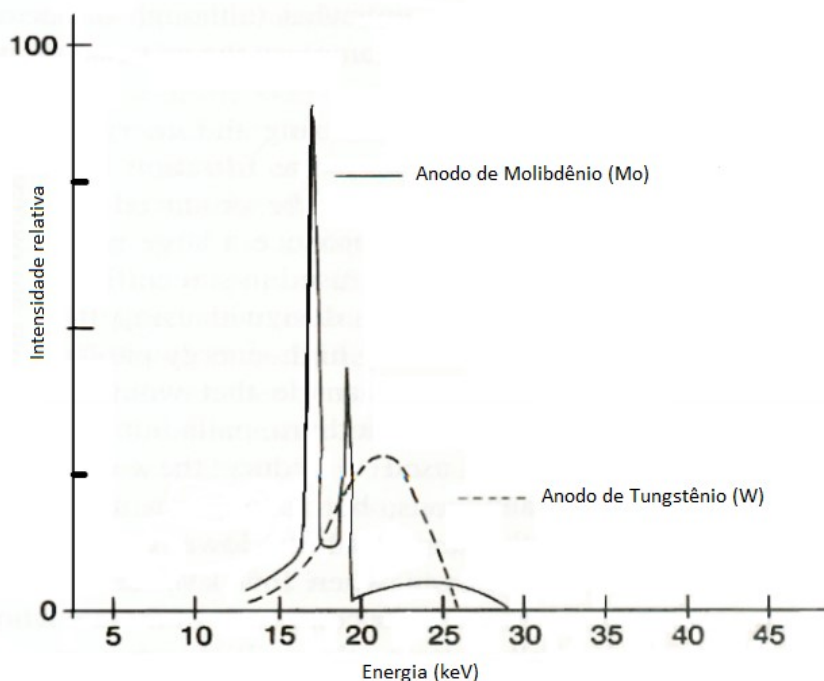
Figura 4 - Produção de raios X característicos



Fonte: Adaptado de KNOLL, 2010.

A radiação característica é responsável pelo aparecimento de picos no espectro de radiação X, conforme mostra a figura 5. Os fótons de freamento independem do material do alvo e podem assumir qualquer valor, já os fótons de raios X característicos mostram uma assinatura do material de que é feito o alvo e têm espectro de energia discreto (OKUNO e YOSHIMURA, 2010).

Figura 5 - Espectro de raios X característicos



Fonte: Adaptado de OKUNO e YOSHIMURA, 2010.

2.2 DETECÇÕES DA RADIAÇÃO

A detecção da radiação é realizada por equipamentos adequados para identificar o efeito físico provocado num material pela interação da radiação com meio. Um dispositivo que seja capaz de indicar a presença de radiação, quando colocado em um meio onde exista um campo de radiação, é denominado detector de radiação. As radiações interagem com o meio material por diversos processos que podem ser utilizados para medir ou indicar características dessas radiações. Entre esses processos os mais utilizados são os que envolvem geração de luz, geração de cargas elétricas, geração de calor, sensibilização de películas fotográficas e alterações da dinâmica de certos processos químicos (TAUHATA *et al.*, 2014).

O uso da radiação como ferramenta de pesquisa, ou para outras finalidades, depende da detecção quantitativa e da medida de radiação. Geralmente, as grandezas mais utilizadas são o número de partículas que chegam num detector por unidade de tempo e suas respectivas energias (OKUNO e YOSHIMURA, 2010).

Os raios X são radiações ionizantes que por si só não podem ser medidas diretamente. A detecção é realizada pela identificação do efeito produzido da interação da radiação com um meio sensível (detector) e transformado em um sinal de leitura (contagens/segundos, mA, Kelvin) pelo sistema de transformação que compõe o detector (TAUHATA *et al.*, 2014).

Quando uma radiação passa através da matéria, ela pode causar excitação e ionização das moléculas do material. Praticamente todos os instrumentos usados para detecção de radiação utilizam da ionização do meio material como processo de medida (PEIXOTO, 2016).

Um detector, para ser considerado apropriado para uma certa medição, deve apresentar algumas características nas suas sequencias de medições. Essas características são (TAUHATA *et al.*, 2014):

- Repetitividade, característica que relaciona o grau de concordância dos resultados obtidos sob as mesmas condições de medição;
- Reprodutibilidade, propriedade que relaciona o grau de concordância entre os resultados obtidos em diferentes condições de medição;
- Estabilidade, característica do instrumento de manter constantes as características de medição ao longo do tempo.
- Exatidão, atributo de comparação dos resultados obtidos com o valor de referência a ser determinado.
- Precisão, característica que relaciona os resultados obtidos entre si, geralmente expressos pelo desvio padrão em relação à média.
- Sensibilidade, propriedade que expressa a razão entre a variação da resposta de um instrumento e a correspondente variação do estímulo.
- Eficiência, capacidade de conversão em sinais de medição os estímulos recebidos.

As radiações interagem de forma diferente com a matéria dependendo do seu tipo ou origem, portanto a escolha do detector depende do tipo de radiação que se quer medir. Há vários tipos de detectores, entre eles detectores termoluminescentes, detectores a gás, detectores a cintilação, detectores a cintilação líquida e detectores utilizando materiais semicondutores (detectores de estado sólido) (PEIXOTO, 2016).

2.3 EQUIPAMENTO DE RAIOS X

Os tipos de equipamentos de raios X são geralmente diferenciados de acordo com a energia dos raios X que são produzidos ou com as respectivas intenções de uso. Esses equipamentos operam, normalmente, em tensões de 25 a 150 kVp e correntes de 100 a 1200 mA (BUSHONG, 2010). Todo equipamento de raios X é composto de três partes principais: o tubo de raios X, o painel de controle e o gerador de alta tensão. Na maioria dos casos o tubo de raios X e o gerador de alta tensão estão acoplados e o painel de controle está separado atrás de uma barreira de proteção (biombo).

Tensões mais baixas, de até 35 kV são utilizadas em mamografia (BUSHONG, 2010). As tensões utilizadas em radiografia convencional possuem valores intermediários entre 40 kV e 150 kV, enquanto tensões entre 80 kV e 150 kV são mais utilizadas em tomografia computadorizada (BUSHONG, 2010). Esses são valores apresentados na literatura, na prática os valores variam conforme o protocolo utilizado pelo técnico.

O mamógrafo é um equipamento de raios X adaptado para ser utilizado na obtenção de imagens de mama. É necessário o uso de técnicas e tecnologias específicas para se obter o máximo de informação no diagnóstico pois a mama é constituída basicamente de tecidos moles que geram pouco contraste na imagem (IAEA, 2011).

Por esse motivo, boa parte dos mamógrafos utilizam um anodo de Molibdênio (Mo) e Ródio (Rh) combinado com filtros de 0,025 a 0,05 mm de espessura desses materiais. Essa configuração é feita pois os picos característicos desses materiais estão em uma faixa de energia adequada para a utilização em tecidos moles como o da mama (OKUNO E YOSHIMURA, 2010). A tensão máxima aplicada em um exame de mamografia é 35 kV e o limite máximo de 600mA/s é um padrão utilizado prevenir uma dose de radiação excessiva ao paciente (BUSHONG, 2010).

2.4 TENSÃO APLICADA AO TUBO DE RAIOS X

Em radiodiagnóstico, testes de controle de qualidade (CQ) são essenciais para garantia de boa qualidade de imagem e evitar exposição desnecessária do paciente. O CQ em equipamentos de raios X envolve testes de exatidão e reprodutibilidade dos parâmetros do equipamento. Os três principais parâmetros avaliados nos testes de CQ são as grandezas de tensão do tubo de raios X, corrente no tubo de raios X e o tempo de exposição.

Entre os principais parâmetros, a tensão ou potencial elétrico do tubo de raios X é o mais complexo e mais importante por alguns motivos. A tensão do tubo está diretamente relacionada a energia dos raios X, pois aumentando a tensão do tubo de raios X, aumenta-se a velocidade dos elétrons que colidem no anodo e dessa forma produzindo raios X mais energéticos. Raios X mais energéticos são capazes de penetrar em diferentes tipos tecidos, alterando a escala de cinza, e conseqüentemente variando o nível de contraste da imagem (BUSHONG, 2010). A variação na tensão gera um efeito muito maior do que os outros dois parâmetros (corrente no tubo e tempo) na qualidade da imagem. O aumento desnecessário da tensão produz raios X mais energéticos que geram maior dose no paciente (MARTIN *et al.*, 1999), contrariando o princípio de proteção radiológica de otimização.

Alguns estudos (BAORONG *et al.*, 2000; RAMIREZ *et al.*, 2004; HOURDAKIS, 2011) foram realizados para desenvolver um método para determinar a tensão aplicada em tubos de raios X. Porém, antes do desenvolvimento do método de medição é necessário definirmos a grandeza a ser medida, pois há uma discordância entre os fabricantes, físicos, engenheiros e funcionários de serviços em geral com a relação a grandeza mais apropriada para se utilizar com referência (TERINI e HERDADE, 2009). Nesta seção serão abordadas algumas definições de tensão aplicadas ao tubo de raios X.

2.4.1 Tensão Nominal

A tensão nominal (U) é a tensão selecionada pelo operador no painel de controle como a tensão média requerida no tubo de raios X. Por motivos de filtração inerente e variação da tensão no tubo, a tensão nominal dificilmente é a

tensão média apresentada no espectro de energia da exposição (LINDSTROM, 2016).

2.4.2 Tensão de pico absoluto

Tensão de pico absoluto ou tensão máxima de pico (U_p) é o maior valor de tensão que ocorre durante a exposição (LINDSTROM, 2016). Portanto, é o fóton de maior energia registrado no espectro.

2.4.3 Tensão média de pico

A tensão média de pico (kVp) ou tensão de pico média é calculada a partir da média de todos os picos que ocorrem durante o tempo de exposição (TERINI e HERDADE, 2009). A definição matemática da tensão de pico média é apresentada pela equação 1.

$$kVp = \sum_{i=1}^N (U_i) / N \quad (1)$$

na equação, N é o número total de picos que aparecem no espectro de energia durante o tempo de exposição, e U_i são os valores de pico de tensão durante a exposição.

2.4.4 Tensão média

A tensão média é a média de todos os valores instantâneos de tensão durante o tempo de exposição (TERINI e HERDADE, 2009). A tensão média considera todos os valores de tensão do formato de onda, não só os picos de tensão como a tensão média de pico. A tensão média é apresentada pela equação 2.

$$U_m = \frac{1}{T} \int_0^T U(t). dt \quad (2)$$

Onde T é o tempo de exposição e $U(t)$ são os valores de tensão durante a exposição.

2.4.5 Tensão prática de pico

As quantidades definidas anteriormente não têm relação às propriedades da imagem radiológica. Portanto uma nova grandeza, tensão prática de pico (*PPV- Practical Peak Voltage*) foi definida para relacionar a quantidade eletrônica com a qualidade da imagem radiológica (KRAMER *et al.*, 1998).

A PPV possui quatro características importantes. A primeira é ser uma medida de tensão mensurável e reproduzível que inclua a ondulação do gerador de raios X. A segunda característica é facilidade de medição, pois a sua medida fará parte da rotina do operador. A terceira característica é a relevância clínica, a relação entre a grandeza física e a qualidade da imagem estabelece uma relevância clínica para sua medição. A quarta característica é a relevância técnica sob o aspecto de desempenho do equipamento de raios X (IAEA, 2007).

O valor de PPV é equivalente à grandeza denominada tensão de contraste equivalente (*CEV – Contrast Equivalent Voltage*) (BAORONG *et al.*, 2000). CEV é definido como o valor de tensão no qual um baixo nível de contraste, obtido em uma exposição produzida por um tubo de raios X conectado a um gerador de tensão não constante, é igual ao contraste produzido pelo mesmo tubo de raios X conectado a um gerador de tensão constante (KRAMER *et al.*, 1998). O valor de PPV é identificável aos padrões elétricos nacionais e é avaliado independente da oscilação do formato de onda. Essa equivalência, entre PPV e CEV, torna possível a avaliação da qualidade da imagem entre diferentes geradores de raios X (HOURDAKIS, 2011).

O objetivo da PPV é calcular diretamente a tensão prática de pico pela média de uma soma de pesos sobre as tensões U_i que ocorreram durante um determinado tempo de exposição (BAORONG *et al.*, 2000). A sua definição é inteiramente elétrica e determinada pela equação 3.

$$PPV = \frac{\sum_{i=1}^N w(U_i) \cdot U_i}{\sum_{i=1}^N w(U_i)} \quad (3)$$

Para tensões $U_i < 20$:

$$w(U_i) = 0;$$

Para $20 \text{ kV} < U_i < 36 \text{ kV}$:

$$w(U_i) = e^{(aU_i^2 + bU_i + c)};$$

Para $36 \text{ kV} < U_i < 150 \text{ kV}$:

$$w(U_i) = dU_i^4 + eU_i^3 + fU_i^2 + gU_i + h;$$

Onde a, b, c, d, e, f, g e h são constantes e têm os seguintes valores:

$$a = -8,646855 \cdot 10^{-3};$$

$$b = 8,170361 \cdot 10^{-1};$$

$$c = -2,327793 \cdot 10^1;$$

$$d = 4,310644 \cdot 10^{-10};$$

$$e = -1,662009 \cdot 10^{-7};$$

$$f = 2,30819 \cdot 10^{-5};$$

$$g = 1,03082 \cdot 10^{-5};$$

$$h = -1,747123 \cdot 10^{-2}.$$

Para exposições de exames de mamografia, tensões abaixo de 50 kV, a fórmula do termo $w(U_i)$ é representada pela equação 4 (TRS 457, 2007):

$$w(U_i) = e^{(kU_i^4 + lU_i^3 + mU_i^2 + nU_i + o)} \quad (4)$$

Sendo os valores das constantes de k, l, m, n e o :

$$k = -2.142352 \cdot 10^{-6}$$

$$l = 2.566291 \cdot 10^{-4}$$

$$m = -1.968138 \cdot 10^{-2}$$

$$n = 8.506836 \cdot 10^{-1}$$

$$o = -1,514362 \cdot 10^1$$

2.5 NORMAS E RECOMENDAÇÕES

Este item da dissertação visa apresentar as normas e recomendações nacionais e internacionais empregadas na área de radiodiagnóstico. Serão apresentadas as normas para avaliação do desempenho de geradores para laboratórios de metrologia e calibração de instrumentos que são geradas pela *International Electrotechnical Commission* e pela Agência Internacional de Energia Atômica (IAEA). Neste capítulo serão apresentadas, também, as normas utilizadas para fins clínicos de controle de qualidade geradas pela Agência Nacional de Vigilância Sanitária (ANVISA). As normas para laboratórios de metrologia são IEC 1267, IEC 61627 e a TRS (*Technical Report Series*) TRS 457. As normas nacionais para avaliação de equipamentos clínicos são a Portaria 453 e a RDC 330/2019, juntamente com as Instruções Normativas IN 52/2019 e IN 53/2019.

2.5.1 *International Electrotechnical Commission - IEC*

A IEC é uma organização internacional formada por comitês eletrotécnicos nacionais de diversos países para padronização nas áreas de eletricidade e eletrônica. Suas recomendações são publicadas em forma de normas para promover a cooperação internacional entre os países membros sobre questões relativas à área eletrônica.

A norma IEC 1267 foi a primeira publicação desenvolvida pela a organização durante a década de 90 e publicada em outubro de 1994 (YOSHIZUMI e CALDAS, 2005). Ela sanou a necessidade de condições de radiação padrão e auxiliou a harmonização de normas nacionais para testes de controle de qualidade. A estabelecer as condições de radiação padrão, essa norma contribuiu para calibração de equipamentos e estudos clínicos em laboratórios e instalações médicas.

As condições de radiação padrão para qualidade de radiação dos feixes de saída do tubo de raios foram denominadas RQR e as qualidades de radiação com filtro adicional de alumínio foram denominadas RQA pela norma 1267. Então para alcançar uma qualidade de radiação padrão, por exemplo, RQR 2, a camada semirredutora (CSR) correspondente (1,0 mm Al) deveria ser obtida pelo ajuste da

tensão do tubo de raios X em torno do valor da tensão prescrita para o tubo de raios X.

Para tubos de raios X de potencial não constante (monofásico ou trifásico), a tensão no tubo varia e assim altera o espectro da radiação, o que torna esse procedimento complicado. A versão nova desta norma, a IEC 61267 (IEC, 2005) introduziu o conceito de potencial de pico prático para avaliar a tensão do tubo de raios X. A definição dessa grandeza possibilitou uma equivalência das condições de radiação executadas por diferentes equipamentos de raios X.

Nesta nova edição, o procedimento para se obter as qualidades de radiação trata-se de fixar a tensão do tubo de raios X para o valor correto e determina-se a quantidade de filtração necessária para produzir a CSR exigida. Os valores de CSR para a RQA e RQR são apresentados na Tabela 1 e Tabela 2 respectivamente.

Tabela 1 - Qualidades de radiação segundo a IEC 61267

Qualidade de radiação	Tensão aplicada ao tubo (kV)	Primeira camada semi-redutora (mm Al)	Coefficiente de homogeneidade
RQR 2	40	1,42	0,81
RQR 3	50	1,78	0,76
RQR 4	60	2,19	0,74
RQR 5	70	2,58	0,71
RQR 6	80	3,01	0,69
RQR 7	90	3,48	0,68
RQR 8	100	3,97	0,68
RQR 9	120	5,00	0,68
RQR 10	150	6,57	0,72

Fonte: IEC, 2005.

Tabela 2 - Qualidades de radiação com filtro adicional segundo a IEC 61267

Qualidade de radiação	Voltagem do tubo de raios X (Kv)	Filtro adicional "simulador" (mm Al)	Primeira camada semi-redutora nominal (mmAl)
RQA 2	40	4	2,2
RQA 3	50	10	3,8
RQA 4	60	16	5,4
RQA 5	70	21	6,8
RQA 6	80	26	8,2
RQA 7	90	30	9,2
RQA 8	100	34	10,1
RQA 9	120	40	11,6
RQA 10	150	45	13,3

Fonte: IEC, 2005

A maior vantagem do novo procedimento de determinação da qualidade da radiação é a equivalência entre as qualidades de radiação de tubos de raios X de filtrações inerentes diferentes. Um estudo comparativo entre o método descrito na norma IEC 1267 e o método descrito na norma IEC 61267 obteve significativas diferenças (YOSHIZUMI e CALDAS, 2005).

Essa norma coloca a grandeza camada semirredutora (CSR) como um valor a ser seguido, portanto a filtração adicional de cada sistema é determinada para alcançar esse valor de CSR. Pelo fato da CSR estar diretamente relacionada a energia do feixe essa grandeza se torna mais adequada para garantir que os equipamentos de radiação X utilizados na calibração de instrumentos possuam a mesma energia efetiva. Essa padronização de valor da CSR para uma qualidade de raios X possibilitou a comparação entre equipamentos de marcas distintas.

O desenvolvimento de trabalhos (KRAMER *et al* 1998; BAORONG *et al.*, 2000; RAMIREZ *et al.*, 2004) sobre a tensão prática de pico auxiliaram na finalização da norma IEC 61676 que foi publicada em setembro de 2002 (IEC, 2002). Esta norma aborda especificações das características de desempenho de medidores não invasivos de tensão de tubos de raios X em radiologia diagnóstica.

2.5.2 *Technical Report Series 457*

O Código de Prática Internacional para Dosimetria em Radiodiagnóstico TRS 457 foi publicado pela IAEA em 2007 (IAEA, 2007). Este código estabelece critérios para laboratórios de dosimetria e centros clínicos de radiodiagnóstico e recomenda procedimentos para calibração e realização de medidas dosimétricas. O intuito do código é diminuir a incerteza na dosimetria de feixes de radiodiagnóstico e fornecer uma estrutura unificada para a dosimetria em radiodiagnóstico.

O TRS 457 é um complemento ao documento ICRU 74 direcionado a dosimetria de pacientes submetidos a raios X para diagnóstico médico. O ICRU 74 apresenta grandezas e unidades para dosimetria em radiodiagnóstico e métodos de cálculos dosimétricos em órgãos e tecidos. Ambas as publicações abordam as cinco modalidades de radiodiagnóstico: radiografia geral, fluoroscopia, mamografia, tomografia computadorizada e radiografia dental.

Este código adicionou a possibilidade do uso de medidores não-invasivos para medição da tensão aplicada ao tubo de raios X, de forma a atualizar a norma IEC 61267 (IEC, 2005) que prescrevia apenas o uso de medidores invasivos. Pela dificuldade de implantação de medidores invasivos, laboratórios de padrão secundário de países membros da IAEA estão adotando essa alternativa.

2.5.3 Portaria 453 – Agência Nacional de Vigilância Sanitária

A Portaria 453 aprova o Regulamento Técnico e as diretrizes básicas de proteção radiológica em radiodiagnóstico médico e odontológico que dispõem sobre o uso dos raios X diagnósticos em todo território nacional (ANVISA, 1998). Esta portaria foi publicada em 01 de junho de 1998 pela Agência Nacional de Vigilância Sanitária (ANVISA). Esse documento foi desenvolvido por causa de alguns fatos ocorridos no Brasil no período, como a expansão do uso das radiações ionizantes na Medicina e na Odontologia e a necessidade de estabelecer uma política nacional de proteção radiológica na área de radiodiagnóstico.

A portaria 453 impõem regras, por meio de diretrizes, quanto à utilização da radiação X em radiodiagnóstico médico e odontológico que devem ser adotadas

em todo o território brasileiro. Esta norma tem como objetivo principal garantir a qualidade dos serviços de radiodiagnóstico prestados à população e certificar que os requisitos básicos de proteção radiológica aos pacientes, profissionais e indivíduos do público estão sendo cumpridos. Os princípios de radioproteção como justificção, otimização, limitação de doses individuais e prevenç3o de acidentes s3o os princ3pios b3sicos do regulamento. O regulamento permaneceu em vigor at3 26 de dezembro de 2019, portanto os testes realizados estavam sob a vig3ncia desse regulamento.

Os 3rg3os de Vigil3ncia Sanit3ria dos Estados e dos Munic3pios s3o respons3veis pela fiscalizaç3o do cumprimento desse regulamento e pelo licenciamento dos novos estabelecimentos que possuem equipamentos de radiodiagn3stico.

O item Padr3es de Desempenho da portaria 453 (ANVISA, 1998) estabelece que:

“O indicador de tens3o do tubo deve apresentar um desvio (diferenç3a entre o valor nominal e o valor medido) no intervalo de toler3ncia de $\pm 10\%$ em qualquer corrente de tubo selecionada, exceto para equipamentos de mamografia, que devem apresentar um desvio no intervalo de toler3ncia de $\pm 2kV$.”

Na portaria 453, 3 mencionado in3meras vezes o termo “tens3o do tubo de raios X” para estipular limites e valores, mas n3o esclarece qual a definiç3o da tens3o 3 que se refere. A Portaria 453 foi revogada no ano de 2019 com a publicaç3o da RDC 330 que ser3 melhor detalhada no pr3ximo item.

2.5.4 Resoluç3o da Diretoria Colegiada – RDC 330/19

A RDC 330/19 foi publicada no Di3rio Oficial da Uni3o (DOU) no dia 26 de dezembro de 2019. Esta resoluç3o aplica-se a todos as pessoas f3sicas ou jur3dicas, de direito privado ou p3blico, civis ou militares, envolvidas com a prestaç3o de serviç3os, com a fabricaç3o e a comercializaç3o de equipamentos, bem como seus componentes e acess3rios, e com a utilizaç3o de radiaç3es em atividades de pesquisa e de ensino em sa3de humana (MS, 2019).

Esta resoluç3o tem como principais objetivos estabelecer os requisitos sanit3rios para a organizaç3o e funcionamento de serviç3os de radiologia

diagnóstica e intervencionista; bem como regulamentar o controle das exposições médicas, ocupacionais e do público decorrentes desses serviços (MS, 2019).

Os requisitos gerais exigidos pela resolução são prevenção e aprimoramento constantes dos procedimentos radiológicos e em proteção radiológicas; definição clara das cadeias hierárquicas para a tomada de decisão no âmbito do estabelecimento e adoção de normas, rotinas, protocolos e procedimentos operacionais tendo a proteção radiológica, a qualidade e a segurança como temas prioritários (MS, 2019).

A RDC 330/19 apresenta o Programa de Garantia de Qualidade (PGQ), Programa de Educação Permanente e Programa de Proteção Radiológica para serem implementados nos serviços de radiologia diagnóstica e intervencionista. O PGQ deve conter, no mínimo, o gerenciamento de tecnologias, dos processos e dos riscos inerentes ao serviço de radiologia diagnóstica (MS, 2019).

Como parte do gerenciamento de tecnologia, o serviço de radiologia diagnóstica ou intervencionista deve estabelecer padrões de qualidade de imagem, garantir a sua manutenção e assegurar que os equipamentos operem dentro das condições de uso desta resolução. Foram publicadas, complementarmente, a IN 52/2019 que dispõem sobre os requisitos sanitários para a garantia de qualidade e segurança em sistemas de radiografia médica convencional (MS, 2019a) e a IN 54/2019 que dispõem sobre os requisitos sanitários para a garantia de qualidade e segurança sistemas de mamografia (MS, 2019b).

A IN 52/19 estabelece para o teste de exatidão do tubo de sistemas de radiografia médica convencional o nível de tolerância de 10% e nível de restrição 20%. Para o teste de reprodutibilidade da tensão do tubo de sistemas de radiografia convencional o nível de tolerância é 5% e o nível de restrição é 10% (MS, 2019a).

A IN 54/19 estabelece para o teste de exatidão do tubo de sistemas de mamografia o nível de tolerância uma variação de 2 kV e nível de restrição uma variação de 4 kV. Para o teste de reprodutibilidade da tensão do tubo de sistemas de mamografia o nível de tolerância é 1 kV e o nível de restrição é 2 kV (MS, 2019b).

3 MATERIAIS E MÉTODOS

Este capítulo apresentará de forma descritiva os instrumentos utilizados para realizar as medidas, os três equipamentos de raios X e os três equipamentos de mamografia analisados. Os nomes das clínicas detentoras dos equipamentos avaliados serão mantidos em confidencialidade para evitar conflito de interesse e garantir anonimidade das clínicas. Os *softwares* e programas utilizados para produção dos gráficos e análise estatística também serão apresentados neste capítulo. As medidas utilizadas neste trabalho compunham parte dos testes de controle de qualidade dos equipamentos analisados.

3.1 INSTRUMENTOS PARA MEDIÇÃO

Os instrumentos utilizados para as medições foram:

- Módulo digitalizador *Accu-Gold* da *Radcal Corporation*
- Sensor para equipamentos de raios X modelo AGMS-D da *Radcal Corporation*
- Sensor para equipamentos de mamografia modelo AGMS-M da *Radcal Corporation*
- Cabos de conexão *Accu-Gold* da *Radcal Corporation*
- Notebook Acer – Modelo Aspire 5750-6

A figura 6 ilustra a configuração utilizada para as medições. A configuração era formada pelo Notebook Acer, cabos de conexão, módulo digitalizador e o sensor de estado sólido.

Figura 6 - Figura ilustrativa dos equipamentos utilizados para as medições.



Fonte: RADCAL, 2018.

As medidas foram realizadas com dois tipos de sensores de estado sólido. As medidas feitas nos equipamentos de raios X foram realizadas com o sensor AGMS-D enquanto as medidas realizadas nos equipamentos de mamografia foram realizadas com o sensor AGMS-M, ilustrados na Figura 7.

Figura 7 - Sensor AGMS-D (preto) e sensor AGMS-M (rosa).



Fonte: RADCAL, 2018.

3.1.1 AGMS-D

As especificações do sensor AGMS-D estão apresentadas na Tabela 3. Na Tabela 3 consta para qual tipo de radiação o sensor é apropriado, qual o ânodo do equipamento de raios X e sua filtração inerente, qual a faixa de energia sensível ao sensor, o limite da dimensão da filtração adicional e o limite da camada da semirredutora.

Tabela 3 - Limites de sensibilidade do sensor AGMS-D

Tipo	Anodo / Filtro	Faixa de energia	Filtração adicional	Camada Semirredutora (CSR)
Raios X Fluoroscopia Odontológico	W / Al	40-160 $\pm 2\%$ (2-24 mm Al, 40-160 kV) $\pm 2,5\%$ (25-40 mm Al, 50-160 kV)	2-40 mm	1.3 -13.5 \pm 0.05 mm Al

Fonte: Adaptado de DOTMED, 2018.

3.1.2 AGMS-M

As especificações do sensor AGMS-M estão apresentadas na Tabela 4. Na Tabela 4 consta para qual tipo de radiação o sensor é apropriado, a combinação anodo/filtro para a medição, a faixa de energia sensível ao sensor, os limites da dimensão da filtração adicional e os limites da camada da semirredutora.

Tabela 4 - Limites de sensibilidade do sensor AGMS-M

Tipo	Ânodo / Filtro Inerente	Tubo	Faixa de energia	Filtração adicional	Camada Semirredutora (CSR) ± 0.05 mm Al
Mamografia	Mo / Mo	Geral	21 - 49	16 - 44	0.21 – 0.5
	Mo / Rh	Geral	21 - 49	6 - 42	0.18 – 0.56
	Mo / Mo	GE	22 - 48	16 - 44	0.24 – 0.51
	Mo / Rh	GE	22 - 48	6 - 42	0.20 – 0.56
	Rh / Rh	GE	25- 48	12 - 80	0.27 – 0.78
	W / Ag	Geral	20 - 38	12 - 80	0.17 – 0.78
	W / Rh	Geral	20 - 38	12 - 78	0.17 – 0.69

Fonte: Adaptado de DOTMED, 2018.

3.2 EQUIPAMENTOS DE RAIOS X E MAMÓGRAFOS ANALISADOS

3.2.1 Equipamento de Raios X *Carestream DRX-Ascend*

O equipamento de radiografia da marca *Carestream* do modelo *DXR-Ascend* possui um gerador trifásico de raios X com potência de 40 kW. A faixa de tensão do gerador é de 40 até 150 kV e sua corrente varia de 0,1 a 600 mAs (CARESTREAM HEALTH, 2018). A Figura 8 ilustra um exemplo desse equipamento.

Figura 8 - Equipamento de Raios X *Carestream Ascend*



Fonte: CARESTREAM HEALTH, 2018.

3.2.2 Equipamento de Raios X *GE Healthcare XR 6000*

O equipamento de radiografia da marca *GE Healthcare* do modelo *XR 6000* possui um gerador de raios X com potência de 50 kW. A faixa de tensão do gerador é de 40 até 150 kV e sua corrente varia de 10 a 630 mA (GE HEALTHCARE, 2014). A Figura 9 ilustra um exemplo desse equipamento.

Figura 9 - Equipamento de Raios X *GE Healthcare XR 6000*



Fonte: GE HEALTHCARE, 2014.

3.2.3 Equipamento de Raios X *Siemens Polymat Plus S Multix B*

No equipamento de mamografia da marca *Siemens* do modelo *Polymat Plus S Multix B*, o tubo emissor de raios X possui uma filtragem inerente de 1,5 mm de Al e 1,0 mm de Al no colimador sendo 2,5 mm de Al de filtragem total (SIEMENS HEALTHINEERS, 2018).

O equipamento possui um gerador de raios X trifásico de 54 kW de potência operando na faixa de tensão de 40 até 125 kV. A variação do parâmetro corrente vezes tempo é de 0,32 à 500 mAs (SIEMENS HEALTHINEERS, 2018). A Figura 10 ilustra um exemplo desse equipamento.

Figura 10 - Equipamento de Raios X *Siemens Multix B*



Fonte: SIEMENS HEALTHINEERS, 2018.

3.2.4 Equipamento de mamografia *Siemens Mammomat Inspiration*

O equipamento de mamografia da marca *Siemens* do modelo *Mammomat Inspiration* possui um tubo de Raios X com anodo composto por dois tipos de materiais, Molibdênio (Mo) e Tungstênio (W). Possui um filtração inerente de 0,05 mm de Ródio (Rh) e filtração opcional de Molibdênio (Mo) e Rh. A Figura 11 ilustra um exemplo desse equipamento (SIEMENS, 2015).

O detector do equipamento é de Selênio amorfo (a-Se) com dimensão de 24 x 30 cm². A sua matriz possui dimensão de 2800 x 3518 com tamanho de pixel de 85 µm. A tensão do gerador de raios X varia entre 23 a 35 kV (SIEMENS, 2015).

Figura 11 – Equipamento de mamografia *Siemens Mammomat Inspiration*



Fonte: SIEMENS, 2015.

3.2.5 Equipamento de mamografia *Hologic Lorad M IV*

O equipamento de mamografia da marca *Hologic* do modelo *Lorad M IV* possui um tubo de raios X do tipo *Apollon*. Há dois tipos de material que pode compor o anodo, Molibdênio (Mo) ou Ródio (Rh) variando conforme o protocolo exigido no painel de controle. Possui uma filtração permanente de 0,69 mm Berílio (Be) (HOLOGIC, 1990). A Figura 12 ilustra um exemplo desse equipamento.

O detector do equipamento é formado por Iodeto de Sódio dopado com Tálcio (CsI:TI). As fotomultiplicadoras são formadas por fotodiodos de silício amorfo (a-Si). A sua matriz possui dimensão de 2394x3062 com tamanho de pixel de 100 μ m. A tensão do gerador de raios X varia entre 20 a 38 kV e variação no parâmetro corrente versus tempo de 3 a 500 mAs (HOLOGIC, 1990).

Figura 12 - Equipamento de mamografia *Hologic Lorad M IV*



Fonte: HOLOGIC, 1990.

3.2.6 Equipamento de mamografia *GE Healthcare Senographe Essential*

O equipamento de mamografia da marca *GE Healthcare* do modelo *Senographe Essential* possui um tubo de raios X do tipo *Apollon*. Há dois tipos de material que pode compor o anodo, Molibdênio (Mo) ou Ródio (Rh) variando conforme o protocolo exigido no painel de controle. Possui uma filtração permanente de 0,69 mm Berílio (Be). A Figura 13 ilustra um exemplo desse equipamento (GE HEALTHCARE, 2018).

O seu detector é de Iodeto de Césio dopado com Tálcio (CsI:TI) e tem dimensão de 24 x 30.7 cm². As fotomultiplicadoras são formadas por fotodiodos de silício amorfo (a-Si). A sua matriz possui dimensão de 2394x3062 com tamanho de pixel de 100 µm. A voltagem do gerador de raios X varia entre 20 a 35 kV e variação no parâmetro corrente versus tempo de 1 a 500 mAs (GE HEALTHCARE, 2018).

Figura 13 - Equipamento de mamografia *GE Healthcare Senographe Essential*



Fonte: GE HEALTHCARE, 2018.

3.3 MÉTODO

3.3.1 Teste de Exatidão e Reprodutibilidade da Tensão do Tubo

As medições foram realizadas no período de julho de 2018 a julho de 2019, portanto os testes realizados estavam sob a vigência da Portaria 453. Segundo a Portaria 453 os testes de exatidão e reprodutibilidade da tensão do tubo devem seguir a metodologia apresentada pelo manual Radiodiagnóstico Médico (RM) – Segurança e Desempenho de Equipamentos (MS, 2005). O RM apresenta a equação 5 para determinar a exatidão do equipamento de radiografia médica convencional.

$$d(\%) = 100 \cdot \frac{kVp_{nom} - kVp_{médio}}{kVp_{nom}} \quad (5)$$

O termo kVp_{nom} representa o valor nominal selecionado no equipamento e o termo $kVp_{médio}$ representa a média das medidas realizadas, para cada valor de tensão. O manual determina para interpretação dos resultados que o valor de $d(\%)$ seja $\pm 10\%$ para considerar o equipamento em conformidade.

O RM apresenta a equação 6 para determinar a reprodutibilidade do equipamento de radiografia médica convencional.

$$R(\%) = 100 \cdot \frac{kVp_{max} - kVp_{min}}{(kVp_{max} + kVp_{min})/2} \quad (6)$$

O termo kVp_{max} representa o valor máximo e o kVp_{min} representa o valor mínimo entre as leituras de tensão obtidas. O manual determina para interpretação dos resultados que o equipamento em conformidade deve apresentar o valor de $R(\%)$ menor ou igual a 10%.

O manual RM indica para o teste de exatidão de equipamentos de mamografia a mesma fórmula apresentada na equação 5. Porém o equipamento em conformidade deve apresentar o valor de $d(\%)$ de $\pm 5\%$.

A equação para o cálculo de reprodutibilidade do equipamento de mamografia é representada pela equação 7.

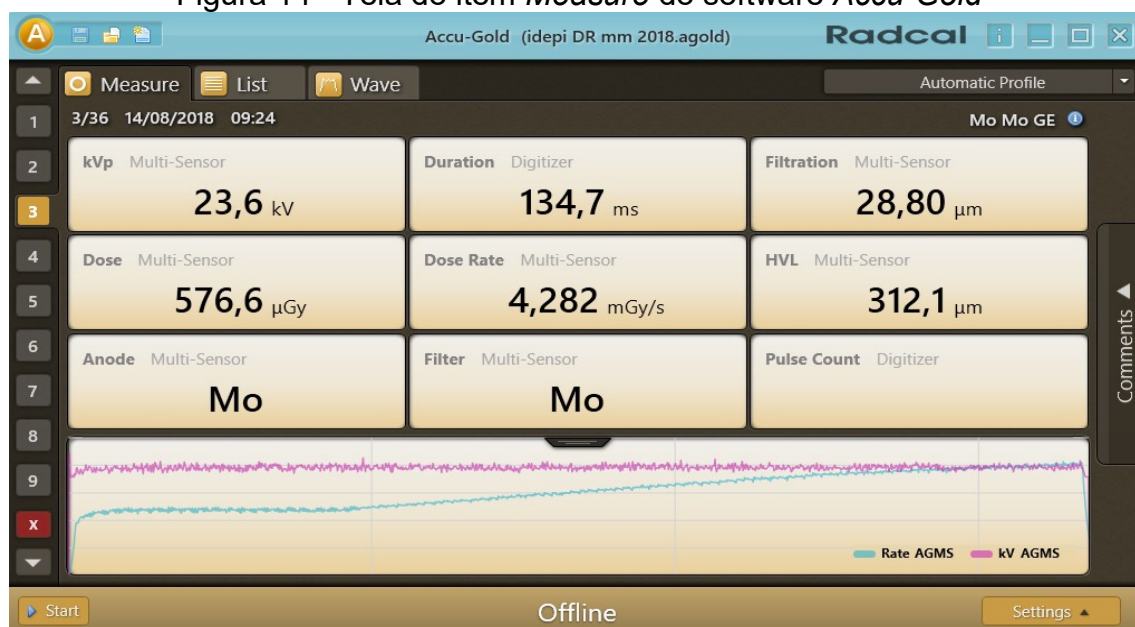
$$CV = 100. \frac{\sigma}{kVp_{m\u00e9dio}} \quad (7)$$

O termo CV \u00e9 denominado coeficiente de varia\u00e7\u00e3o e o termo σ \u00e9 o desvio padr\u00e3o das medidas. O manual determina para interpreta\u00e7\u00e3o dos resultados que o valor de CV seja ≤ 0.02 para considerar o equipamento em conformidade.

3.3.2 Software *Radcal*

O software *Accu-Gold* foi uma das ferramentas utilizadas para efetuar as medidas. O *software* \u00e9 composto por tr\u00eas itens principais. Os itens s\u00e3o *Measure*, *List* e *Wave*. No item *Measure*, o software apresenta as caracter\u00edsticas de cada exposi\u00e7\u00e3o como tens\u00e3o m\u00e9dia de pico, tempo da exposi\u00e7\u00e3o, espessura da CSR, dose, taxa de dose e materiais selecionados do anodo e filtro do tubo de raios X. A tela de apresenta\u00e7\u00e3o desse item no software \u00e9 ilustrada na Figura 14.

Figura 14 - Tela do item *Measure* do software *Accu-Gold*



Fonte: DOTMED, 2018.

O software realiza o cálculo dos valores de kVp e PPV das exposições usando as equações (1) e (3), respectivamente. O item *List* apresenta em forma de lista todas as exposições analisadas do equipamento. A tela de apresentação desse item é ilustrada pela Figura 15.

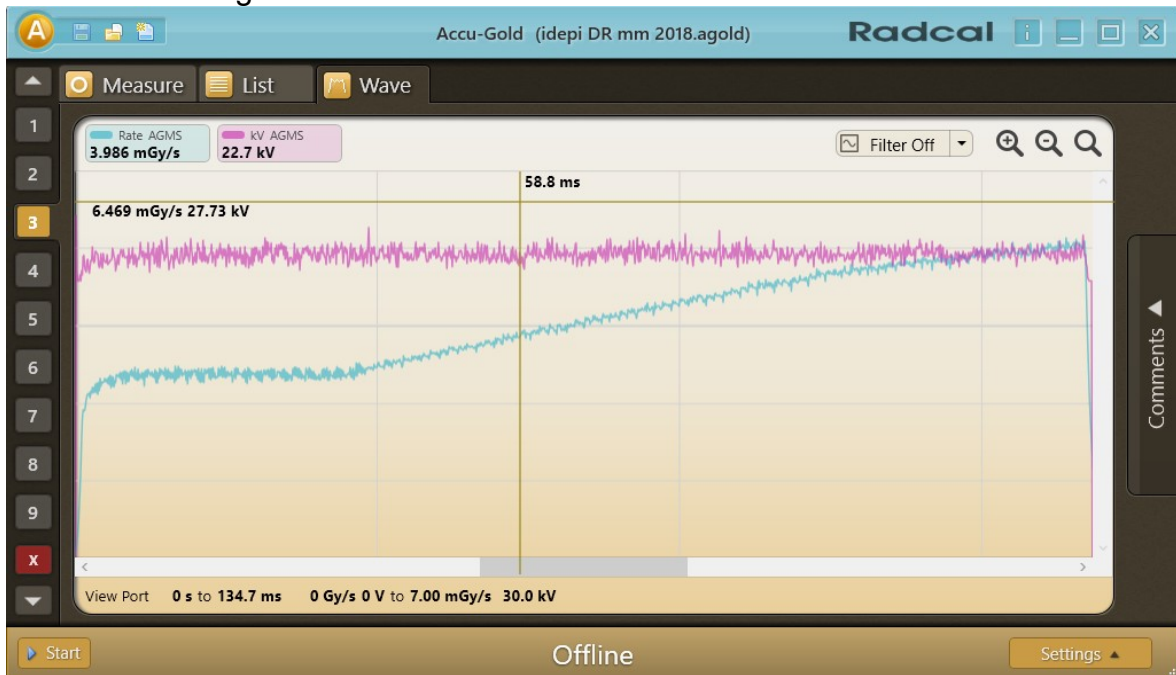
Figura 15 - Tela do item *List* do software *Accu-Gold*

Index	Start Time Digitizer	kVp Multi-Sensor	Duration Digitizer	Filt. Multi-Sensor	Dose Multi-Sensor	Rate Multi-Sensor	HVL Multi-Sensor	Anode Multi-Sensor	Filter Multi-Sensor	P. Count Digitizer	Ave Mult
1	14/08/2018 09:24:09	23,6 kV	134,1 ms	29,01 μm	575,0 μGy	4,286 mGy/s	312,6 μm	Mo	Mo		23,6
2	14/08/2018 09:24:34	23,6 kV	133,9 ms	28,63 μm	577,2 μGy	4,309 mGy/s	311,7 μm	Mo	Mo		23,6
3	14/08/2018 09:24:51	23,6 kV	134,7 ms	28,80 μm	576,6 μGy	4,282 mGy/s	312,1 μm	Mo	Mo		23,6
4	14/08/2018 09:25:09	24,6 kV	100,0 ms	28,51 μm	671,5 μGy	6,712 mGy/s	324,7 μm	Mo	Mo		24,6
5	14/08/2018 09:25:25	24,6 kV	99,33 ms	28,46 μm	672,9 μGy	6,774 mGy/s	324,7 μm	Mo	Mo		24,6
6	14/08/2018 09:25:42	25,6 kV	99,43 ms	28,10 μm	772,6 μGy	7,770 mGy/s	336,2 μm	Mo	Mo		25,6
7	14/08/2018 09:25:57	25,6 kV	99,53 ms	27,68 μm	771,0 μGy	7,746 mGy/s	335,3 μm	Mo	Mo		25,6
8	14/08/2018 09:26:17	26,6 kV	99,64 ms	27,47 μm	878,1 μGy	8,813 mGy/s	346,4 μm	Mo	Mo		26,6
9	14/08/2018 09:26:31	26,6 kV	99,23 ms	27,51 μm	878,6 μGy	8,855 mGy/s	346,6 μm	Mo	Mo		26,6
10	14/08/2018 09:26:46	27,6 kV	98,92 ms	27,10 μm	986,3 μGy	9,971 mGy/s	356,3 μm	Mo	Mo		27,6
11	14/08/2018 09:27:01	27,6 kV	98,92 ms	27,11 μm	985,6 μGy	9,964 mGy/s	356,4 μm	Mo	Mo		27,6

Fonte: DOTMED, 2018.

O item *Wave* apresenta o espectro de energia durante todo o período de exposição. Através desse item é possível identificar a tensão máxima de pico (U_p) de cada exposição, como mostra a Figura 16.

Figura 16 - Tela do item Wave do Software Accu-Gold



Fonte: DOTMED, 2018.

3.3.3 Incerteza associadas às medições

As incertezas de medições são classificadas em dois tipos: incerteza tipo A e incerteza do tipo B. O Guia para a Expressão da Incerteza de Medição (INMETRO, 2003), adaptado pelo INMETRO, disponibiliza as considerações e cálculos necessários para estimar essas incertezas.

As incertezas associadas ao método estatístico utilizado são classificadas como incertezas do tipo A (INMETRO, 2003). Por exemplo, o desvio padrão é uma incerteza desse tipo. O desvio padrão (DP) de uma coleção de medidas é calculado através da equação 10.

$$DP = \sqrt{\frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^N (x_i - \bar{x})^2} \quad (10)$$

Na equação 10, N é o número de medições realizadas, x_i é valor medido e \bar{x} é a média dos valores medidos.

O DP representa a dispersão dos valores de x_i em torno de sua média \bar{x} . O outro tipo de incertezas, denominadas incertezas do tipo B estão associadas às limitações e características do instrumento de medição utilizado; por exemplo,

fator de calibração, resolução e outras limitações. Geralmente, esse conjunto de incertezas é fornecido pelo fabricante do instrumento.

As incertezas do tipo A (I_1) e tipo B (I_2) são correlacionadas por uma incerteza denominada incerteza combinada (I_c), que pode ser obtida pela equação 11.

$$I_c = \sqrt{\sum_{i=1}^N (I_i)^2} \quad (11)$$

A partir da incerteza combinada, é necessário estimar a incerteza expandida (I_e). A incerteza expandida fornece um intervalo, em torno do valor medido, que abrange uma extensa fração da distribuição de valores que poderiam ser atribuídos ao mensurando. Em outras palavras, a incerteza expandida fornece um intervalo no qual seria possível encontrar o valor medido.

A incerteza expandida (I_e) é calculada através da multiplicação da incerteza combinada I_c por um fator de abrangência k , conforme mostra a equação 12.

$$I_e = I_c \times k \quad (12)$$

O fator de abrangência k deve ser selecionado de acordo com certas características da distribuição e tamanho da amostra. Como amostra utilizada neste trabalho foi um conjunto de medições em que x_i são medidas aleatórias normalmente distribuídas e \bar{x} é a média aritmética de N observações independentes, então a amostra é uma distribuição de Student ou distribuição-t com graus de liberdades igual a $N-1$.

Para este trabalho foram realizadas quatro repetições para cada medida. Portanto o grau de liberdade da amostra é igual a três. Pela tabela de distribuição-t e adotando um nível de confiança de 90%, o valor do fator de abrangência é 2.353 para o grau de liberdade igual a três.

4 RESULTADOS E DISCUSSÕES

4.1 RESULTADOS E DISCUSSÕES DOS EQUIPAMENTOS DE RAIOS X

Este capítulo apresenta os resultados obtidos e as respectivas discussões. Serão apresentados os resultados dos equipamentos de raios X *Carestream*, *GE Healthcare* e *Siemens*, respectivamente.

4.1.1 Equipamento de Raios X *Carestream*

A Tabela 5 apresenta as medições, realizadas no equipamento de raios X *Carestream*, das grandezas tensão nominal, tensão média de pico (kVp), tensão prática de pico (PPV), tensão máxima de pico (U_p) e as suas diferenças.

Para as medidas de tensão nominal 55, 60, 90 e 100 kV os valores medidos de PPV foram mais próximos ao valor nominal quando comparado aos valores medidos de tensão média de pico. Para as medidas de tensão nominal 70 e 80 kV, os valores de tensão média de pico foram mais próximos do valor nominal. Ambas as análises são facilmente identificadas se compararmos a coluna 5 (Δ_{kVp-U}) à coluna 6 (Δ_{PPV-U}).

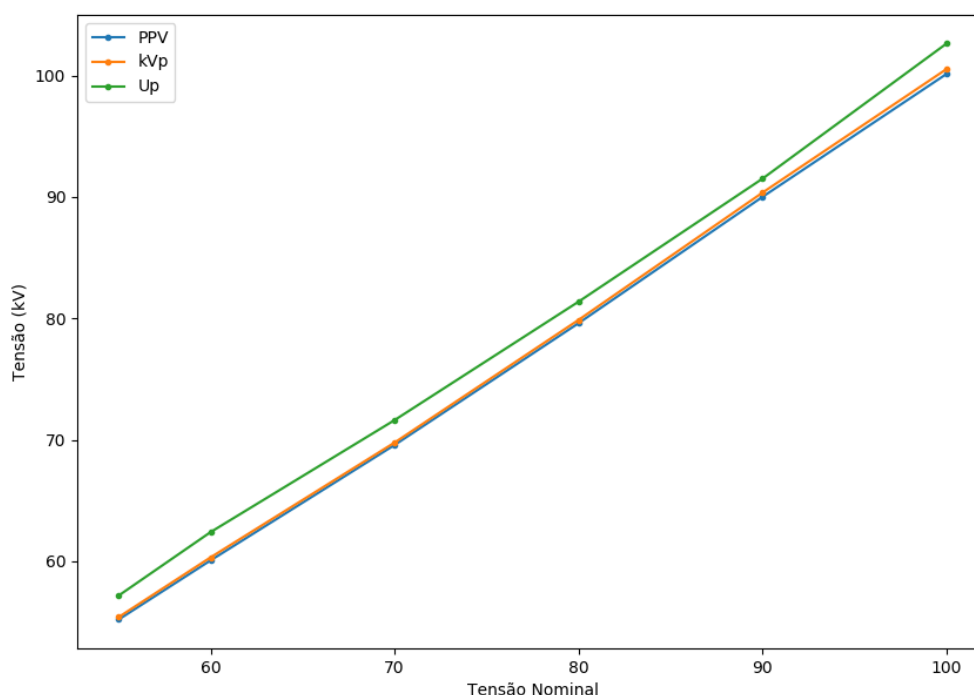
Pode-se analisar na Tabela 5 que, para um mesmo valor de tensão nominal, todos os valores de kVp foram superiores aos valores de PPV. É importante salientar que quando as tensões medidas (kVp e PPV) são inferiores à tensão nominal, por exemplo tensão nominal 70 kV, usar o valor de PPV para os testes de CQ geraria uma análise mais criteriosa.

Tabela 5 - Resultados das medidas do equipamento *Carestream*

U	kVp	PPV	U_p	$ \Delta_{kVp-U} $	$ \Delta_{PPV-U} $	Δ_{U_p-U}
55	$55,40 \pm 0,43$	$55,20 \pm 0,35$	$57,17 \pm 0,65$	0,40	0,20	2,17
60	$60,32 \pm 0,29$	$60,07 \pm 0,20$	$62,40 \pm 0,43$	0,32	0,07	2,40
70	$69,77 \pm 0,35$	$69,57 \pm 0,53$	$71,62 \pm 0,49$	0,23	0,43	1,62
80	$79,87 \pm 0,17$	$79,60 \pm 0,20$	$81,37 \pm 0,25$	0,13	0,40	1,37
90	$90,35 \pm 0,32$	$90,00 \pm 0,21$	$91,50 \pm 0,46$	0,35	0,00	1,50
100	$100,52 \pm 0,67$	$100,12 \pm 0,40$	$102,62 \pm 0,98$	0,52	0,12	2,63

O Gráfico 1 apresenta as curvas geradas pelas medidas de PPV, kVp e U_p do equipamento *Carestream*. Os valores de kVp e PPV se mantiveram muito próximos, sendo os valores de kVp ligeiramente superiores. As diferenças entre as medidas de U_p e PPV se mantiveram praticamente lineares variando entre 2,50 a 1,5 kV.

Gráfico 1 – Gráfico das medidas de tensão prática de pico (PPV), tensão média de pico (kVp) e tensão máxima de pico (U_p) do equipamento de raios X *Carestream*



A Tabela 6 apresenta os resultados dos testes de exatidão e reprodutibilidade do equipamento de raios X *Carestream* para as medidas de kVp nas colunas 2 e 3, e os resultados dos testes de exatidão e reprodutibilidade das medidas de PPV nas colunas 4 e 5. O maior valor de desvio (d) no teste de exatidão foi 0,73% para a medida de tensão nominal 55 kV. O maior valor do coeficiente de reprodutibilidade (R) foi 0,43% para a medida de tensão nominal 70 kV. A medida de tensão nominal 80 kV resultou no menor desvio do teste de exatidão (0,16%) e o menor coeficiente de reprodutibilidade (0,12%). Portanto entre as tensões avaliadas, as medidas da tensão nominal 80 kV apresentaram melhores resultados nos testes.

Tabela 6 - Teste de CQ do equipamento de Raios X *Carestream*

U	d(%)	R(%)	d(%)	R(%)
55	0,73	0,36	0,36	0,17
60	0,53	0,16	0,11	0,15
70	0,32	0,43	0,61	0,13
80	0,16	0,12	0,50	0,11
90	0,38	0,22	0,11	0,02
100	0,52	0,20	0,13	0,09

Como o limite de tolerância exigido pela Portaria 453/98 para o teste de exatidão é 10%, a exatidão do indicador de tensão do tubo de raios X do equipamento de raios X *Carestream* está em conformidade. O limite exigido pela Portaria 453/98 para o teste de reprodutibilidade é 10%, portanto a reprodutibilidade da tensão do tubo o equipamento de raios X *Carestream* está em conformidade.

A RDC 330/19, através da IN 52/19, estabelece o mesmo limite (10%) de desvio para o teste de exatidão, mas para o teste de reprodutibilidade é estabelecido um limite de 5% para o coeficiente de reprodutibilidade. Portanto, o equipamento de raios X *Carestream*, segundo a RDC 330/19, está em conformidade.

Para as medidas que os valores de tensão (kVp e PPV) foram inferiores aos valores de tensão nominal, o teste de exatidão de PPV obteve um maior desvio que os valores de kVp. Por exemplo, as medidas de tensão nominal 70 e 80 kV. Isso porque valores de PPV, para uma mesma tensão nominal, são geralmente inferiores aos valores de kVp.

Os valores medidos de kVp geralmente resultam em valores ligeiramente superiores aos valores de PPV por causa das definições de cada grandeza. A grandeza kVp considera na sua medida apenas os picos de tensões da exposição e negligencia os valores de tensões medianas ou inferiores. A grandeza PPV considera todos os valores de tensão, vide equação 3. Portanto, nas exposições que os valores medidos (kVp e PPV) foram abaixo dos valores nominais, os valores de kVp serão mais próximos dos valores nominais e conseqüentemente um menor desvio no teste de exatidão da tensão do tubo de raios X.

4.1.2 Equipamento de Raios X *GE Healthcare*

A Tabela 7 apresenta as medições, realizadas no equipamento de raios X *GE Healthcare*, das grandezas tensão nominal, tensão média de pico (kVp), tensão prática de pico (PPV), tensão máxima de pico (U_p) e as suas diferenças.

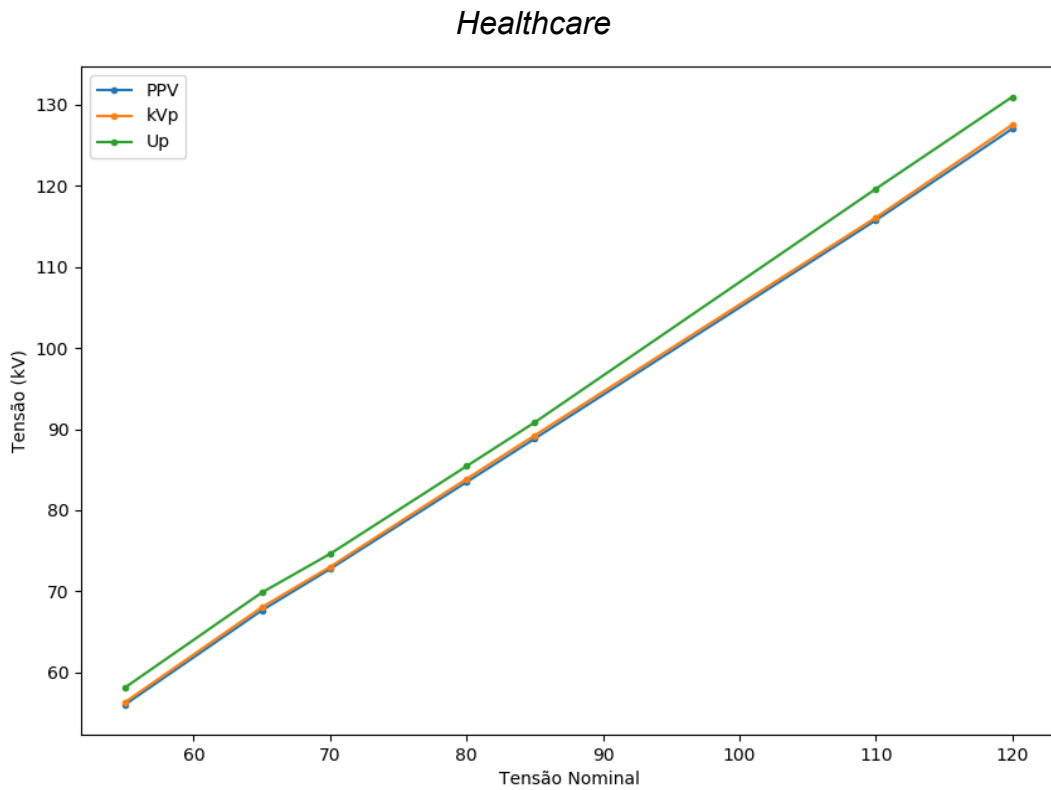
Na tabela 8, todos os valores da coluna 6 (Δ_{PPV-U}) são inferiores aos valores da coluna 5 (Δ_{kVp-U}), portanto todas as medidas de PPV foram mais próximas dos valores nominais (U) do que as medidas de tensões médias de pico (kVp). As menores diferenças registradas foram para a medida de tensão nominal 55 kV e as maiores diferenças registradas foram para a medida de tensão nominal 120 kV.

Tabela 7 - Resultados das medidas do equipamento *GE Healthcare*

U	kVp	PPV	U_p	$ \Delta_{kVp-U} $	$ \Delta_{PPV-U} $	Δ_{U_p-U}
55	$56,40 \pm 0,86$	$56,10 \pm 0,43$	$58,20 \pm 0,86$	1,40	1,10	3,20
65	$68,06 \pm 0,65$	$67,67 \pm 0,24$	$69,87 \pm 0,89$	3,06	2,67	4,87
70	$73,03 \pm 0,89$	$72,77 \pm 0,65$	$74,63 \pm 0,89$	3,03	2,77	4,63
80	$83,86 \pm 0,24$	$83,47 \pm 0,24$	$85,43 \pm 1,50$	3,86	3,47	5,43
85	$89,23 \pm 0,25$	$88,83 \pm 0,25$	$90,83 \pm 1,51$	4,23	3,83	5,83
110	$116,06 \pm 0,89$	$115,73 \pm 0,65$	$119,60 \pm 1,29$	6,06	5,73	9,60
120	$127,50 \pm 0,74$	$127,00 \pm 0,43$	$130,93 \pm 0,99$	7,50	7,00	10,93

O Gráfico 2 apresenta as curvas geradas pelas medidas do PPV, kVp e U_p do equipamento *GE Healthcare*. As diferenças entre as medidas de U_p , PPV e kVp da tensão nominal foram gradualmente aumentando conforme aumentava-se a tensão nominal no tubo de raios X. Em comparação a tensão nominal, as maiores diferenças registradas foram 7 kV para a medida de PPV e 10,93 kV para a medida de tensão máxima de pico.

Gráfico 2 - Gráfico das medidas de tensão prática de pico (PPV), tensão média de pico (kVp) e tensão máxima de pico (Up) do equipamento de raios X *GE Healthcare*



A Tabela 8 apresenta os resultados dos testes de exatidão e reprodutibilidade do equipamento de raios X *GE Healthcare* para as medidas de kVp nas colunas 2 e 3, e os resultados dos testes de exatidão e reprodutibilidade das medidas de PPV nas colunas 4 e 5. O maior valor de desvio (d) no teste de exatidão foi 6,25% para a medida de tensão nominal 120 kV. O maior valor do coeficiente de reprodutibilidade (R) foi 0,82% para a medida de tensão nominal 70 kV. A medida de tensão nominal 55 kV resultou o menor desvio no teste de exatidão (2,54%) e a medida de tensão nominal 85 kV apresentou o menor coeficiente de reprodutibilidade (0,11%).

Tabela 8 - Teste de CQ do equipamento de Raios X *GE Healthcare*

U	d(%)	R(%)	d(%)	R(%)
55	2,54	0,71	2,00	0,35
65	4,71	0,44	4,10	0,15
70	4,33	0,82	3,95	0,41
80	4,82	0,12	4,33	0,12
85	4,98	0,11	4,51	0,11
110	5,51	0,34	5,21	0,26
120	6,25	0,24	5,83	0,15

Como o limite de tolerância exigido pela Portaria 453/98 para o teste de exatidão é 10%, a exatidão do indicador de tensão do tubo de raios X do equipamento de raios X *GE Healthcare* está em conformidade. O limite exigido pela Portaria 453/98 para o teste de reprodutibilidade é 10%, portanto a reprodutibilidade da tensão do tubo o equipamento de raios X *GE Healthcare* está em conformidade.

A RDC 330/19, através da IN 52/19, estabelece o mesmo limite (10%) de desvio para o teste de exatidão, mas para o teste de reprodutibilidade é estabelecido um limite de 5% para o coeficiente de reprodutibilidade. Portanto, o equipamento de raios X *GE Healthcare*, segundo a RDC 330/19, está em conformidade.

A medida de tensão nominal 120 kV, em conformidade com os limites das normas nacionais, apresentou um desvio de exatidão de 6,25%. Contudo, os resultados qualitativos dos exames para esse valor de tensão não foram satisfatórios do ponto de vista médico. Uma diferença de 5 por cento no valor da tensão, entre 4 a 6 kV na maioria das escalas, é suficiente para causar uma mudança visível na densidade na imagem (CARROL, 2007).

Os exames apresentaram baixa qualidade de imagem ocasionando a repetição do exame e maior exposição do paciente. A baixa qualidade de imagem foi devido ao contraste muito baixo entre as estruturas de densidade próximas. Para exames de tensões inferiores a 120 kV não houve problemas de contraste na qualidade da imagem.

A manutenção ou reparo de um equipamento pode demorar semanas ou meses para ser realizada pela assistência técnica do fabricante. A interdição do equipamento poderia atrasar a agenda de exames e seria oneroso para a clínica. Como forma de superar o problema, o SPR responsável alterou o protocolo dos exames de 120 kV para 110 kV. Exames que antes eram realizados com 120 kV, agora são executados com 110 kV de valor nominal. Essa mudança resultou na melhoria na qualidade de imagem do exame, aumentou o contraste entre as estruturas de densidades próximas, e evitou o atraso da agenda de exames e o prejuízo financeiro da clínica.

A avaliação da qualidade do exame é necessária para identificar se o desempenho do equipamento atende aos critérios clínicos exigidos pelo médico. Portanto, nota-se que em paralelo aos testes de controle é essencial uma atuação multiprofissional para garantir um exame diagnóstico seguro e correto.

4.1.3 Equipamento de Raios X *Siemens*

A Tabela 9 apresenta medições, realizadas no equipamento de raios X *Siemens*, das grandezas tensão nominal, tensão média de pico (kVp), tensão prática de pico (PPV), tensão máxima de pico (U_p) e as suas diferenças.

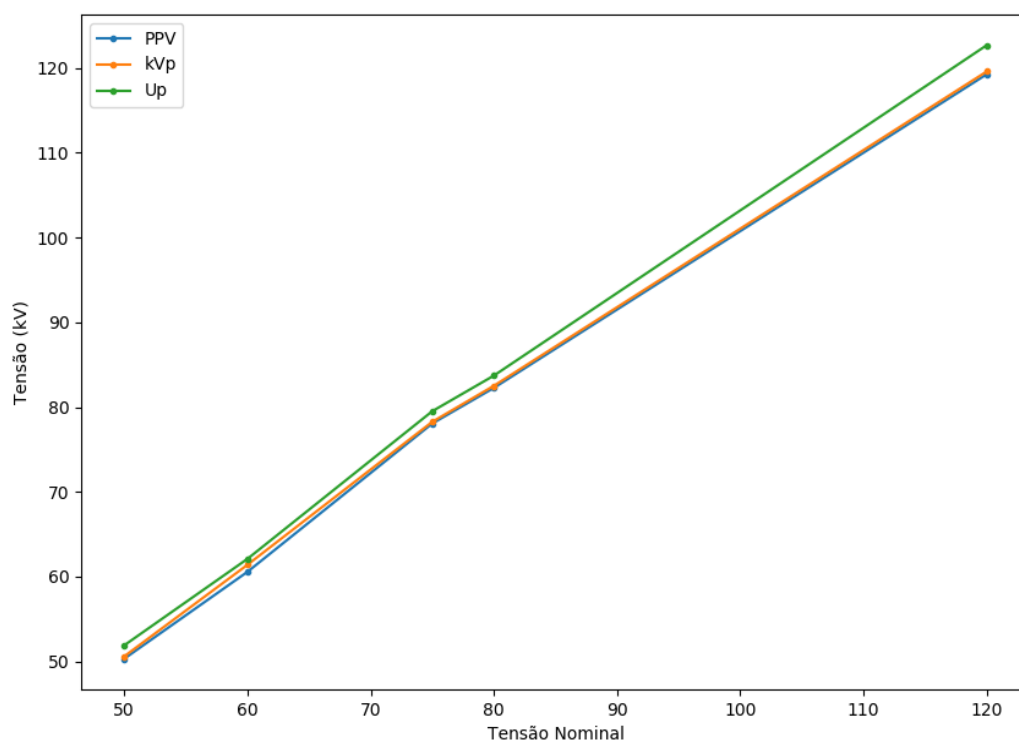
Na tabela 9, as medições de PPV foram mais próximas dos valores nominais, salvo a medição da tensão nominal de 120 kV na qual a tensão média de pico foi mais próxima da tensão nominal. A maior diferença dos valores de PPV foi de 3,07 kV para as medidas de tensão nominal de 75 kV. A menor diferença registrada dos valores de PPV foi de 0,32 kV para as medidas de tensão nominal 50 kV.

Tabela 9 - Resultados das medidas do equipamento *Siemens*

U	kV_p	PPV	U_p	$ \Delta_{kV_p - U} $	$ \Delta_{PPV - U} $	$\Delta_{U_p - U}$
50	$50,60 \pm 0,43$	$50,32 \pm 0,25$	$51,90 \pm 0,73$	0,60	0,32	1,90
60	$61,40 \pm 2,40$	$60,57 \pm 0,49$	$62,10 \pm 0,86$	1,40	0,57	2,10
75	$78,27 \pm 0,24$	$78,07 \pm 0,24$	$79,52 \pm 1,08$	3,27	3,07	4,52
80	$82,52 \pm 0,65$	$82,27 \pm 0,25$	$83,72 \pm 0,25$	2,52	2,27	3,72
120	$119,60 \pm 0,74$	$119,27 \pm 0,65$	$122,70 \pm 1,14$	0,40	0,73	2,70

O Gráfico 3 apresenta as curvas geradas pelas medidas do PPV, kVp e U_p do equipamento Siemens. As diferenças entre as medidas de U_p para as medidas PPV e kVp foram aumentando gradativamente ao aumentarmos a tensão nominal do tubo. A diferença entre as medições de U_p e PPV foram de 1,58 kV (tensão nominal 50 kV) até 3,43 kV (tensão nominal 120 kV).

Gráfico 3 - Gráfico das medidas de tensão prática de pico (PPV), tensão média de pico (kVp) e tensão máxima de pico (U_p) do equipamento de raios X *Siemens*



A Tabela 8 apresenta os resultados dos testes de exatidão e reprodutibilidade do equipamento de raios X *Siemens* para as medidas de kVp nas colunas 2 e 3, e os resultados dos testes de exatidão e reprodutibilidade das medidas de PPV nas colunas 4 e 5. O maior valor de desvio (d) no teste de exatidão foi 4,36% para a medida de tensão nominal 75 kV. O maior valor do coeficiente de reprodutibilidade (R) foi 0,65% para a medida de tensão nominal 60 kV. A medida de tensão nominal 120 kV resultou o menor desvio no teste de exatidão (0,33%) e a medida de tensão nominal 75 kV apresentou o menor coeficiente de reprodutibilidade (0,13%).

Tabela 10 - Teste de CQ do equipamento de raios X *Siemens*

U	$ d(\%) $	$ R(\%) $	$ d(\%) $	$ R(\%) $
50	1,20	0,40	0,67	0,20
60	2,33	0,65	0,94	0,33
75	4,36	0,13	4,09	0,12
80	3,15	0,36	2,83	0,12
120	0,33	0,25	0,61	0,25

Como o limite de tolerância exigido pela Portaria 453/98 para o teste de exatidão é 10%, a exatidão do indicador de tensão do tubo de raios X do equipamento de raios X *Siemens* está em conformidade. O limite exigido pela Portaria 453/98 para o teste de reprodutibilidade é 10%, portanto a reprodutibilidade da tensão do tubo o equipamento de raios X *Siemens* está em conformidade.

A RDC 330/19, através da IN 52/19, estabelece o mesmo limite (10%) de desvio para o teste de exatidão, mas para o teste de reprodutibilidade é estabelecido um limite de 5% para o coeficiente de reprodutibilidade. Portanto, o equipamento de raios X *Siemens*, segundo a RDC 330/19, está em conformidade.

Para as medidas que os valores de tensão (kVp e PPV) foi inferior aos valores de tensão nominal, o teste de exatidão do PPV obteve um maior desvio que os valores de kVp. Por exemplo, a medida de tensão nominal 120 kV. Isso se deve pelas definições matemáticas de cada grandeza, fenômeno já evidenciado no equipamento de raios X *Carestream*.

É interessante ressaltar a necessidade de ambos os testes de CQ, exatidão e reprodutibilidade da tensão do tubo de raios X, pois um equipamento pode apresentar uma exatidão satisfatória, porém baixa precisão. São características relacionadas ao desempenho do equipamento de raios X, porém independentes. Por exemplo, a medida de tensão 75 kV do equipamento de raios X *Siemens* apresentou o maior desvio de exatidão 4,36% e o menor coeficiente de reprodutibilidade 0,13%. Para a tensão nominal de 75 kV, o equipamento de raios X *Siemens* apresentou a melhor precisão e a pior exatidão entre as tensões analisadas.

Nos resultados dos testes de exatidão, o equipamento *GE Healthcare* foi o que apresentou os maiores desvios (2,54 a 6,25%) e o equipamento *Carestream* apresentou os menores desvios (0,16 a 0,73%). Nos resultados dos testes de reprodutibilidade, o equipamento *GE Healthcare* foi o que apresentou os maiores desvios (0,11% a 0,82%) e o equipamento *Carestream* apresentou os menores desvios (0,12% a 0,43%).

4.2 RESULTADOS E DISCUSSÕES DOS EQUIPAMENTOS DE MAMOGRAFIA

Nessa seção serão apresentados os resultados obtidos e as respectivas discussões dos equipamentos de mamografia analisados. Serão apresentados os resultados dos equipamentos de mamografia *Siemens*, *Hologic* e *GE Healthcare*, respectivamente.

4.2.1 Equipamento de mamografia *Siemens*

A Tabela 14 apresenta as medições, realizadas no equipamento de mamografia *Siemens*, das grandezas tensão média de pico (kVp), tensão prática de pico (PPV), tensão máxima de pico (U_p) e as suas diferenças respectivas diferenças com a tensão nominal (U).

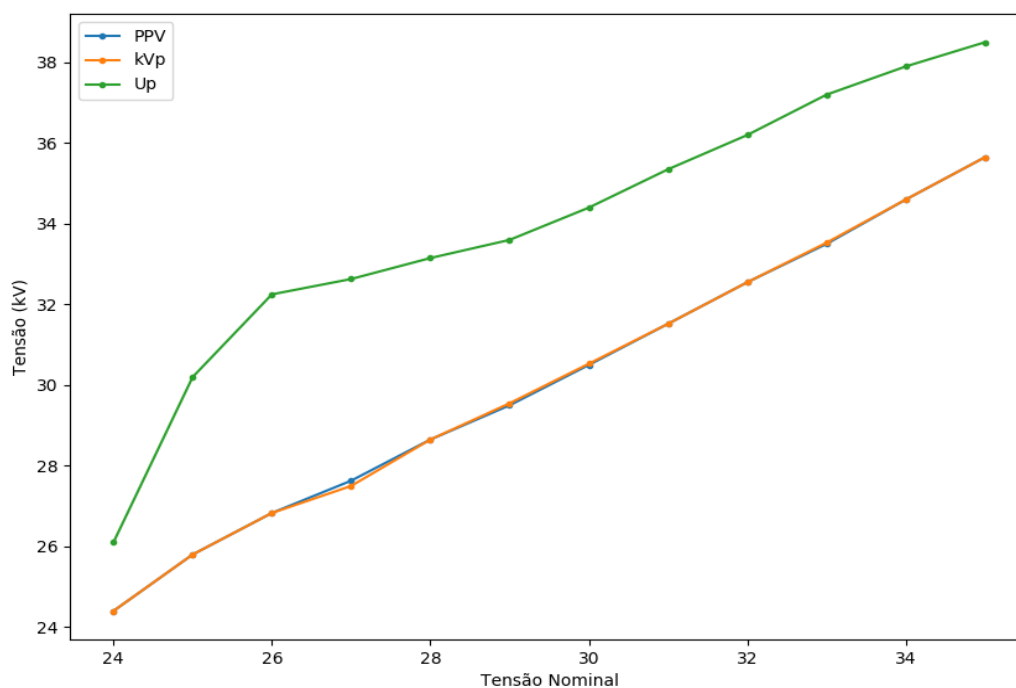
Na maioria das medidas, os valores calculados de PPV foram equivalentes aos de valores de tensão média de pico. Somente na medida de 27 kV de tensão nominal, a medida de kVp se aproximou mais da tensão nominal do que a medida de PPV. Para todas as outras medidas, os valores de PPV e kVp foram os mesmos ou a medida de PPV foi mais próxima da tensão nominal.

A menor diferença registrada da grandeza PPV foi 0,40 kV para a medida de tensão nominal 24 kV. A maior diferença registrada da grandeza PPV foi 0,83 kV para a medida de tensão nominal 26 kV.

Tabela 11 - Resultados das medidas do mamógrafo *Siemens*

U	kVp	PPV	U_p	$ \Delta_{kVp-U} $	$ \Delta_{PPV-U} $	Δ_{U_p-U}
24	24,40 ± 0,74	24,40 ± 0,50	26,10 ± 1,23	0,40	0,40	2,10
25	25,80 ± 0,86	25,80 ± 0,58	32,20 ± 0,84	0,80	0,80	7,20
26	26,83 ± 0,92	26,83 ± 0,61	32,25 ± 2,80	0,83	0,83	6,25
27	27,50 ± 1,98	27,63 ± 1,32	32,63 ± 2,40	0,50	0,63	5,63
28	28,65 ± 0,48	28,65 ± 0,32	33,15 ± 1,14	0,65	0,65	5,15
29	29,55 ± 0,45	29,50 ± 0,74	33,60 ± 0,73	0,55	0,50	4,60
30	30,53 ± 0,43	30,50 ± 0,42	34,40 ± 0,86	0,53	0,50	4,40
31	31,52 ± 0,86	31,52 ± 0,76	35,35 ± 1,54	0,52	0,52	4,35
32	32,55 ± 0,74	32,55 ± 0,51	36,20 ± 1,22	0,55	0,55	4,20
33	33,53 ± 0,85	33,50 ± 0,58	37,20 ± 1,86	0,53	0,50	4,20
34	34,60 ± 0,84	34,60 ± 0,49	37,90 ± 1,07	0,60	0,60	3,90
35	35,65 ± 0,68	35,65 ± 0,46	38,50 ± 2,15	0,65	0,65	3,50

O Gráfico 4 apresenta as curvas geradas pelas medidas do PPV, kVp e do mamógrafo Siemens. As diferenças entre as medidas de U_p e PPV não se mantiveram lineares com a variação da tensão nominal. A maior diferença calculada foi de 6,4 kV para a tensão nominal de 25 kV. A menor diferença registrada foi 1,7 kV para a tensão nominal de 24 kV.

Gráfico 4 - Gráfico das medidas de tensão prática de pico (PPV), tensão média de pico (kVp) e tensão máxima de pico (U_p) do equipamento de mamografia *Siemens*

Para a segunda medida de tensão nominal, o gráfico mostrou uma diferença grande entre os valores de tensão máxima de pico e os valores kVp e PPV. Essa diferença não possui efeito relevante na medida das grandezas kVp e PPV. A tensão máxima de pico é o fóton com maior energia detectado pelo sensor, porém as grandezas kVp e PPV são definidas por valores médios de toda a exposição. A interação de um único fóton com alta energia não influencia no valor para uma exposição com uma centena de interações medidas.

A Tabela 12 apresenta os resultados dos testes de exatidão e reprodutibilidade da tensão do tubo do equipamento de mamografia *Siemens*. O maior valor de desvio (d) no teste de exatidão foi 3,2% para a medida de tensão nominal 25 kV. O maior valor do coeficiente de reprodutibilidade (R) foi 0,01.

Tabela 12 - Teste de CQ do equipamento de mamografia *Siemens*

U	d(%)	R(%)	d(%)	R(%)
24	1,67	0,01	1,67	0,01
25	3,20	0,00	3,20	0,00
26	3,19	0,00	3,19	0,00
27	1,85	0,00	2,33	0,00
28	2,32	0,01	2,32	0,00
29	1,90	0,00	1,72	0,00
30	1,76	0,00	1,67	0,00
31	1,68	0,01	1,68	0,00
32	1,72	0,01	1,72	0,01
33	1,61	0,00	1,51	0,00
34	1,76	0,00	1,76	0,00
35	1,86	0,01	1,86	0,01

A maior diferença encontrada dos valores de tensão média de pico foi de 3,2% para o valor nominal de 25 kV, equivalente a 0,8 kV. Como o limite de tolerância exigido pela Portaria 453/98 para o teste de exatidão é ± 2 kV, pode-se afirmar que a exatidão do equipamento de mamografia *Siemens* está em conformidade.

O limite do coeficiente de variação (CV) exigido pelo manual RM para o teste de reprodutibilidade é $CV \leq 0,02$, portanto a reprodutibilidade da tensão do tubo do equipamento de mamografia *Siemens* está em conformidade. O limite

estabelecido pelo norma RDC 330/19 para o teste de reprodutibilidade é 1 kV, a maior diferença evidenciada entre as medidas deste equipamento foi 0,4 kV.

A RDC 330/19, através da IN 54/19, estabelece o limite de 2 kV de desvio para o teste de exatidão e para o teste de reprodutibilidade o limite de 1 kV para o desvio do valor de referência. Portanto, o equipamento de mamografia *Siemens*, segundo a RDC 330/19, está em conformidade.

4.2.2 Equipamento de mamografia *Hologic*

A Tabela 13 apresenta as medições realizadas no mamógrafo *Hologic* das grandezas tensão média de pico (kV_p), tensão prática de pico (PPV), tensão máxima de pico (U_p) e as suas diferenças respectivas diferenças com a tensão nominal (U).

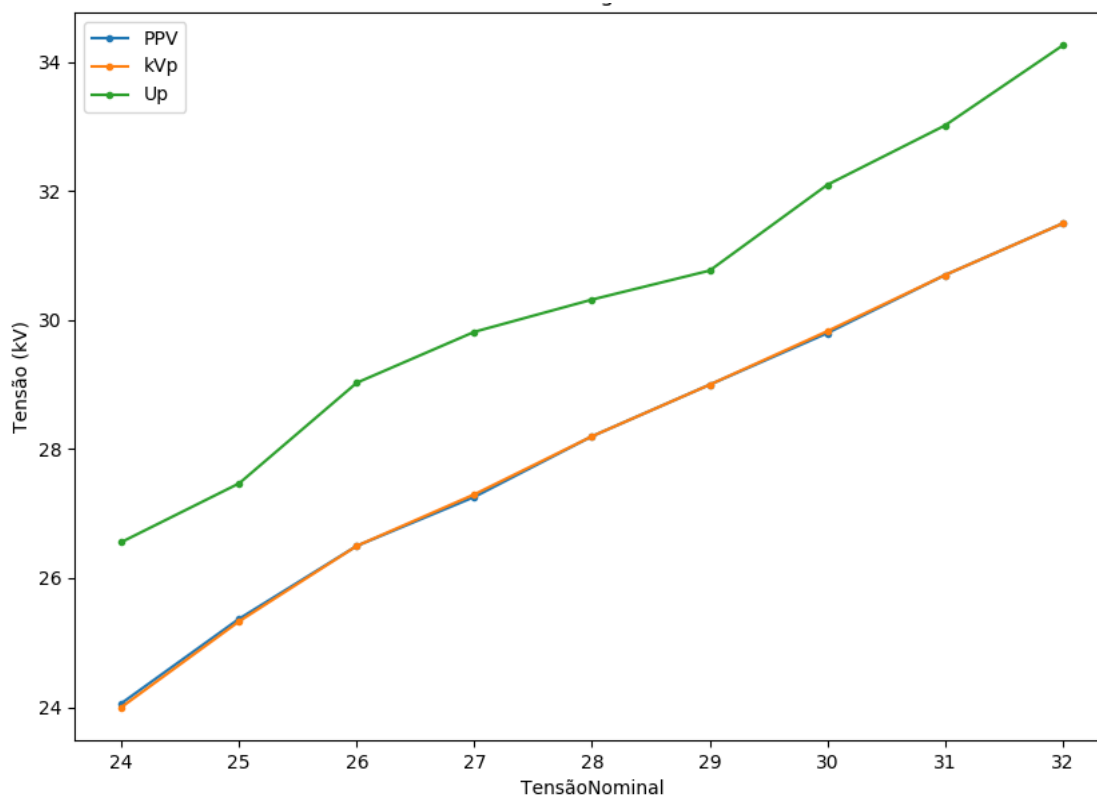
As maiores diferenças da grandeza PPV foi 0,5 kV para as medidas de tensão nominal 26 e 32 kV. A menor diferença da grandeza PPV foi 0,06 kV para a medida da tensão nominal 24 kV.

Tabela 13 - Resultados das medidas do mamógrafo *Hologic*

<i>U</i>	<i>kV_p</i>	<i>PPV</i>	<i>U_p</i>	$ \Delta_{kV_p - U} $	$ \Delta_{PPV - U} $	$\Delta_{U_p - U}$
24	24,08 ± 0,12	24,06 ± 0,16	26,56 ± 0,24	0,08	0,06	2,56
25	25,33 ± 0,22	25,37 ± 0,14	27,47 ± 0,32	0,33	0,37	2,47
26	26,50 ± 0,24	26,50 ± 0,15	29,03 ± 0,35	0,50	0,50	3,03
27	27,30 ± 0,18	27,26 ± 0,24	29,82 ± 0,27	0,30	0,26	2,82
28	28,20 ± 0,23	28,20 ± 0,19	30,32 ± 0,53	0,20	0,20	2,32
29	29,13 ± 0,13	29,10 ± 0,08	30,77 ± 0,63	0,13	0,10	1,77
30	29,83 ± 0,23	29,80 ± 0,22	32,10 ± 0,43	0,17	0,20	2,10
31	30,70 ± 0,27	30,70 ± 0,17	33,02 ± 0,40	0,30	0,30	2,02
32	31,50 ± 0,37	31,50 ± 0,13	34,26 ± 0,70	0,50	0,50	2,26

O Gráfico 5 apresenta as curvas geradas pelas medidas do PPV, kV_p e U_p do mamógrafo *Hologic*. As diferenças entre os valores de U_p e PPV não se mantiveram lineares. A maior diferença entre os valores U_p e PPV registrada foi de 2,76 kV para a tensão nominal de 32 kV. A menor diferença registrada foi 1,67 kV para a tensão nominal de 29 kV.

Gráfico 5 - Gráfico das medidas de tensão prática de pico (PPV), tensão média de pico (kVp) e tensão máxima de pico (Up) do equipamento de mamografia *Hologic*



A Tabela 14 apresenta os resultados dos testes de exatidão e reprodutibilidade da tensão do tubo do equipamento de mamografia *Hologic*. O maior valor de desvio (d) no teste de exatidão foi 2% para a medida de tensão nominal 26 kV. O maior valor do coeficiente de reprodutibilidade (R) foi 0,01.

Tabela 14 - Teste de CQ do tubo do mamógrafo *Hologic*

U	$ d(\%) $	$ R(\%) $	$ d(\%) $	$ R(\%) $
24	0,33	0,00	0,28	0,00
25	1,32	0,00	1,48	0,00
26	2,00	0,01	1,92	0,00
27	1,92	0,00	0,96	0,00
28	0,71	0,00	0,71	0,00
29	0,44	0,00	0,34	0,00
30	0,55	0,01	0,67	0,01
31	0,97	0,00	0,97	0,00
32	1,56	0,00	1,56	0,00

A maior diferença encontrada dos valores de tensão média de pico foi de 2% para o valor nominal de 26 kV, equivalente a 0,52 kV. Como o limite de tolerância exigido pela Portaria 453/98 para o teste de exatidão é ± 2 kV, podemos afirmar que o equipamento de mamografia *Hologic* está em conformidade sob o aspecto de exatidão do indicador de tensão do tubo de raios X.

O limite do coeficiente de variação (CV) exigido pelo manual RM para o teste de reprodutibilidade é $CV \leq 0,02$, portanto a reprodutibilidade da tensão do tubo do equipamento de mamografia *Hologic* está em conformidade. O limite estabelecido pelo norma RDC 330/19 para o teste de reprodutibilidade é 1 kV, a maior diferença evidenciada entre as medidas deste equipamento foi 0,3 kV.

A RDC 330/19, através da IN 54/19, estabelece o limite de 2 kV de desvio para o teste de exatidão e para o teste de reprodutibilidade o limite de 1 kV para o desvio do valor de referência. Portanto, o equipamento de mamografia *Hologic*, segundo a RDC 330/19, está em conformidade.

4.2.3 Equipamento de mamografia *GE Healthcare*

A Tabela 15 apresenta as medições, realizadas no equipamento de mamografia *GE Healthcare*, das grandezas tensão média de pico (kVp), tensão prática de pico (PPV), tensão máxima de pico (U_p) e as suas diferenças respectivas diferenças com a tensão nominal (U).

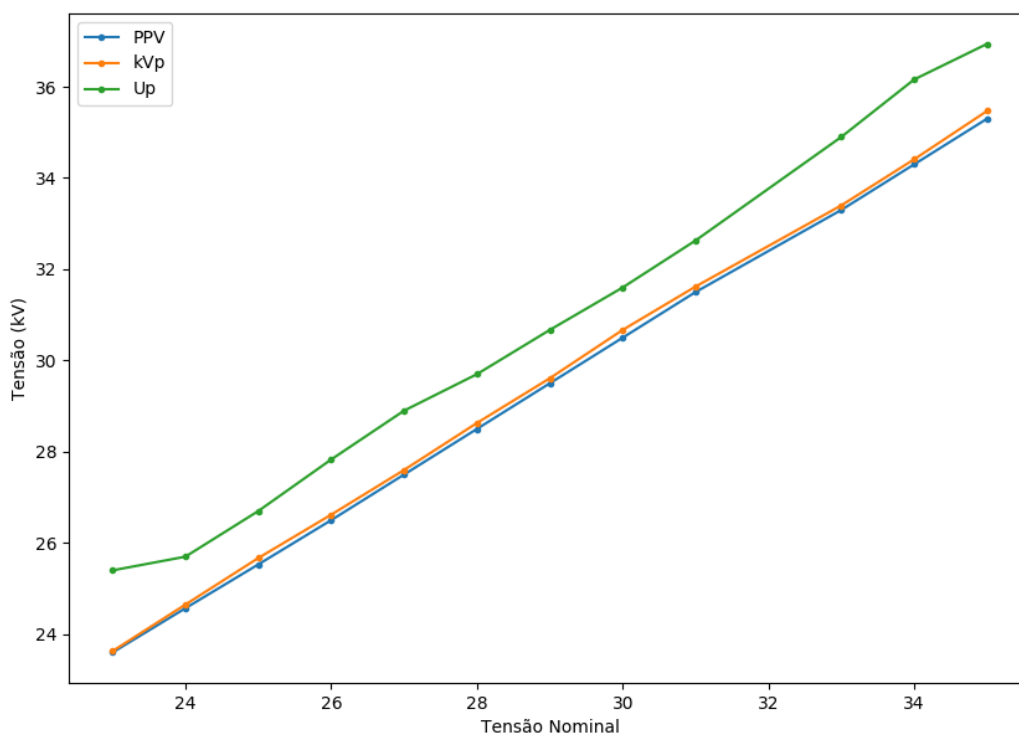
Para todas as medidas, os valores de PPV se mantiveram mais próximo do valor da tensão nominal do que os valores de tensão média de pico. A menor diferença registrada da grandeza PPV foi 0,30 kV para a medida de tensão nominal 33 kV. A maior diferença registrada da grandeza PPV foi 0,57 kV para a medida de tensão nominal 24 kV. A menor diferença registrada da grandeza kVp foi 0,4 kV para a medida de tensão nominal 33 kV. A maior diferença registrada da grandeza PPV foi 0,67 kV para a medida de tensão nominal 25 kV.

Tabela 15 - Resultados das medidas do mamógrafo *GE Healthcare*

U	kV_p	PPV	U_p	$ \Delta_{kV_p-U} $	$ \Delta_{PPV-U} $	Δ_{U_p-U}
24	24,65 ± 0,26	24,57 ± 0,16	25,40 ± 0,26	0,65	0,57	2,40
25	25,67 ± 0,37	25,53 ± 0,17	25,70 ± 0,45	0,67	0,53	2,70
26	26,62 ± 0,10	26,40 ± 0,25	26,77 ± 0,25	0,62	0,40	0,77
27	27,60 ± 0,36	27,50 ± 0,24	27,83 ± 0,49	0,60	0,50	0,83
28	28,63 ± 0,16	28,51 ± 0,21	28,90 ± 0,74	0,63	0,51	0,90
29	29,61 ± 0,05	29,49 ± 0,21	29,70 ± 0,73	0,61	0,49	0,70
30	30,67 ± 0,37	30,53 ± 0,27	31,60 ± 0,24	0,67	0,53	1,60
31	31,62 ± 0,10	31,51 ± 0,26	32,63 ± 0,74	0,62	0,51	1,63
33	33,40 ± 0,34	33,30 ± 0,11	34,90 ± 0,51	0,40	0,30	1,90
34	34,41 ± 0,05	34,32 ± 0,05	36,16 ± 0,97	0,41	0,32	2,16
35	35,47 ± 0,37	35,33 ± 0,10	36,96 ± 0,83	0,47	0,33	1,96

O Gráfico 6 apresenta as curvas geradas pelas medidas do PPV, kVp e U_p do mamógrafo *GE Healthcare*. A maior diferença registrada foi de 1,86 kV para a tensão nominal de 34 kV. A menor diferença registrada foi 0,17 kV para a tensão nominal de 25 kV.

Gráfico 6 - Gráfico das medidas de tensão prática de pico (PPV), tensão média de pico (kVp) e tensão máxima de pico (U_p) do equipamento de mamografia *GE Healthcare*



A Tabela 16 apresenta os resultados dos testes de exatidão e reprodutibilidade da tensão do tubo do mamógrafo *GE Healthcare*. O maior valor de desvio (d) no teste de exatidão foi 2,71% para a medida de tensão nominal 24 kV. O maior valor do coeficiente de reprodutibilidade (R) foi 0,01.

Tabela 16 - Teste de CQ do mamógrafo *GE Healthcare*

U	d(%)	R(%)	d(%)	R(%)
24	2,71	0,00	2,37	0,00
25	2,68	0,01	2,13	0,01
26	2,38	0,01	1,54	0,00
27	2,22	0,00	1,85	0,00
28	2,25	0,00	1,82	0,00
29	2,10	0,01	1,68	0,01
30	2,23	0,00	1,77	0,00
31	2,00	0,00	1,64	0,00
33	1,21	0,00	0,91	0,00
34	1,20	0,01	0,94	0,00
35	1,34	0,00	0,94	0,00

A maior diferença encontrada dos valores de tensão média de pico foi de 2,71% para o valor nominal de 24 kV, equivalente a 0,65 kV. Como o limite de tolerância exigido pela Portaria 453/98 para o teste de exatidão é ± 2 kV, podemos afirmar que o equipamento de mamografia *GE Healthcare* está em conformidade sob o aspecto de exatidão do indicador de tensão do tubo de raios X.

O limite do coeficiente de variação (CV) exigido pelo manual RM para o teste de reprodutibilidade é $CV \leq 0,02$, portanto a reprodutibilidade da tensão do tubo do equipamento de mamografia *GE Healthcare* está em conformidade.

A RDC 330/19, através da IN 54/19, estabelece o limite de 2 kV de desvio para o teste de exatidão e para o teste de reprodutibilidade o limite de 1 kV para o desvio do valor de referência. Portanto, o equipamento de mamografia *GE Healthcare*, segundo a RDC 330/19, está em conformidade. O limite estabelecido pelo norma RDC 330/19 para o teste de reprodutibilidade é 1 kV, a maior diferença evidenciada entre as medidas deste equipamento foi 0,5 kV.

O equipamento de mamografia Siemens avaliado neste trabalho obteve o desempenho mais desfavorável de estabilidade de tensão do tubo para a faixa de

energias entre 25 e 28 kV. O equipamento de mamografia *Hologic* obteve o melhor desempenho no teste de exatidão. Essa análise é meramente qualitativa e não gera qualquer avaliação comparativa entre as marcas dos equipamentos analisados. Há uma dificuldade de realizar comparações com equipamentos de marcas distintas, pois utilizam tecnologias distintas e possuem tempos de uso diferentes.

Os valores de tensão avaliados das grandezas kVp e PPV dos equipamentos de mamografia foram mais próximos do que os equipamentos de raios X convencionais. Isso se deve pelo fato do gerador de raios X dos equipamentos de mamografia serem de potencial constante, diferente tecnologia dos geradores de tensão dos equipamentos de raios X convencionais que geralmente são de geradores trifásicos.

Entre os equipamentos de mamografia avaliados, o mamógrafo *Hologic* foi o que apresentou os menores desvios no teste de exatidão (0,33 a 2%), o equipamento da *Siemens* foi o que apresentou os maiores desvios (1,61 a 3,2%). O mamógrafo *Hologic* foi o que apresentou o menor desvio no teste de reprodutibilidade (0,3 kV) e o equipamento da *Siemens* foi o que apresentou o maior desvio (0,5 kV)

5 CONCLUSÃO

Ao final deste trabalho, conclui-se que os valores de tensão avaliados dos seis equipamentos estiveram dentro dos limites de tolerância estabelecidos em norma para os testes de exatidão e reprodutibilidade. Os novos limites de tolerância estabelecidos pelo RDC 330/19 estão próximos aos limites exigidos pela norma anterior Portaria 453/98, portanto a análise dos equipamentos com relação a norma vigente e a norma anterior tiveram resultados positivos.

As diferenças entre as medidas de tensão média de pico e tensão prática de pico não foram suficientes para resultar uma divergência nos resultados dos testes. Neste trabalho verificou-se a importância dos testes de controle de qualidade e a necessidade de uma atuação coletiva multiprofissional. Conclui-se que, em paralelo aos testes de controle de qualidade, a atuação multiprofissional é uma prática essencial para garantir a qualidade do exame de radiodiagnóstico.

REFERÊNCIAS

- MS 1998. Ministério da Saúde. Agência Nacional de Vigilância Sanitária. **Diretrizes de Proteção Radiológica em Radiodiagnóstico Médico e Odontológico**. Portaria Federal 453. Brasília: Diário Oficial da União.
- BAORONG, Y. KRAMER, H.M; SELBACH, H.J.; LANGE, B. 2000. **Experimental determination of practical peak voltage**, *Brittish Journal of Radiology*. v.73, p. 641-649.
- BAUAB, S. D. P. 2005. **Mamografia digital : um caminho sem volta**. *Radiologia Brasileira*, v. 38, p. 3–4.
- BUSHONG, S. C. 2010. **Ciência Radiológica para Tecnólogos**, *Elsevier Editora Ltda*. MOSBY, 9º Edição.
- CARESTREAM HEALTH. 2018. **DRX - Ascend System**. AA3470(805). Disponível em: <<https://www.carestream.com/pt/pt/medical/products/radiography/dr-systems/cares-tream-drx-ascend-system>> Acesso em: 20 Set 2018.
- CARROL: Q.B. 2007 **Practical Radiographic Imaging**. Eighth Edition. Charles Thomas Publisher USA.
- CNEN. 2014. COMISSÃO NACIONAL DE ENERGIA NUCLEAR – **NORMA 3.01, Diretrizes básicas de proteção radiológica**. Resolução CNEN 164/14. Diário Oficial da República federativa do Brasil, Brasília.
- DANCE, D. R. *et al.* 2014. **Diagnostic Radiology Physics: A handbook for teachers and students**, *IAEA*, Vienna.
- DOWSETT, D. J., KENNY, P. A.; JOHNSTON, R. E. 1998. **The Physics of Diagnostic Imaging**. 2nd Edition. London: Hodder Education.
- DE FREITAS, L. C. e DREXLER, G. 1992. **The role of secondary standard dosimetry laboratories in diagnostic radiology**. *Radiation Protection Dosimetry*, 43, pp. 99–102.
- DOTMED. 2018. **RADCAL Accu-Gold+ Radiation Meter**. Disponível em: <https://www.dotmed.com/virtual-trade-show/category/Test-Equipment-and-Tools/Radiation-Meter/Models/Radcal/Accu__Gold/15999>. Acesso em: 23 Set. 2018.
- GE HEALTHCARE. 2018 **Senographe Essential**, Disponível em: <<https://www.gehealthcare.in/products/senographe>> Acesso em: 23 Out. 2018
- GE HEALTHCARE. 2014. **Technical Publication - Medical Diagnostic Radiography XR 6000**. Directions 5549138-2EN, Revision 1. General Electric Company.
- HOLOGIC. 1990. **Sistema de Mamografia M-IV / M-IV Platinum Lorad**. Pyramid

Medical Systems. Hologic Company.

HOURDAKIS, C. J. 2011. **Determination of the diagnostic x-ray tube practical peak voltage (PPV) from average or average peak voltage measurements.** *Physics in Medicine & Biology*, v.56, p. 2199–2217. Grécia. doi: 10.1088/0031-9155/56/7/019.

IAEA 2001. INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY (IAEA) **Radiological Protection of Patients in Diagnostic and Interventional Radiology, Nuclear Medicine and Radiotherapy.** *International Conference (Malaga)*, p. 26–30.

IAEA. 2005. INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY (IAEA) **Optimization of the radiological protection of patients: Image quality and dose in mammograph**, Vienna.

IAEA. 2007 INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY (IAEA). **Dosimetry in Diagnostic Radiology: An International Code of Practice**, Vienna, TRS 457.

IAEA. 2011. INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY (IAEA). **Quality Assurance Programme for Digital Mammography.** *Human Health Series*, Vienna.

IEC. 2002. INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION. IEC 61627: **Medical Electrical Equipment - Dosimetric Instruments Used for Non-Invasive Measurements of X-Ray Tube Voltage in Diagnostic Radiology**, Geneva.

IEC. 2005. INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION, IEC 61676: **Medical Diagnostic X-Ray equipment - Radiation Conditions for use in the determination of characteristics.** Geneva.

INMETRO. 2008. INSTITUTO NACIONAL DE METROLOGIA, NORMATIZAÇÃO E QUALIDADE INDUSTRIAL (INMETRO). **Avaliação de dados de medição - Guia para a expressão de incerteza de medição – GUM 2008.** Rio de Janeiro.

KNOLL, G.F. 2010. **Radiation Detection and Measurement.** Fourth edition. USA: John Wiley & Sons.

KRAMER, H. M., SELBACH, H.-J.; ILES, W. J. 1998. **'The practical peak voltage of diagnostic X-ray generators'**, *The British Journal of Radiology*, v. 71, p. 200–209,

LINDSTROM, J. 2016. **The non-invasive X-ray multimeter, Principles, Advantages, Drawbacks and Uncertainties.** Karolinska University. Suécia.

MARTIN, C. J., SUTTON, D. G.; SHARP, P. F. 1999. **Balancing patient dose and image quality.** v.50, p. 1–19.

MS, MINISTÉRIO DA SAÚDE. 2005. Agência Nacional de Vigilância Sanitária - ANVISA. **Radiodiagnóstico médico: desempenho de equipamentos e segurança.** Brasília: ANVISA.

MS. MINISTÉRIO DA SAÚDE. 2018. **Estimativa 2018 Incidência de Câncer no Brasil**, Instituto Nacional de Câncer José Alencar Gomes da Silva. doi: 10.24875/GMM.17002776.

MS, MINISTÉRIO DA SAÚDE. 2019. Agência Nacional de Vigilância Sanitária - ANVISA. **Resolução da Diretoria Colegiada Número 330**. Brasília: ANVISA.

MS, MINISTÉRIO DA SAÚDE. 2019a. Agência Nacional de Vigilância Sanitária - ANVISA. **Instrução Normativa Número 52**. Brasília: ANVISA.

MS, MINISTÉRIO DA SAÚDE. 2019b. Agência Nacional de Vigilância Sanitária - ANVISA. **Instrução Normativa Número 54**. Brasília: ANVISA.

MS, MINISTÉRIO DA SAÚDE. 2012. **Programa Nacional de Qualidade em Mamografia**. *Portaria 531*.

OKUNO, E.; e YOSHIMURA, E. 2010. **Física das Radiações**. São Paulo, SP: Oficina de Textos.

PEIXOTO, J. G. P., 2016. **Ionizing Radiation Metrology**, 1st Edition, Instituto de Radioproteção e Dosimetria – IRD / CNEN, Brasil.

PIRES, J.S.J. 2007. **Avaliação da grandeza tensão de pico prático em equipamento clínicos utilizados em Radiodiagnóstico**. Dissertação (Mestrado) – Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, Universidade de São Paulo.

PODGORSK, E. B. 2005. **Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students**. Vienna: International Atomic Energy Agency.

RADCAL. 2018. **Radiography and Fluoroscopy**. Disponível em: <<http://radcal.com/radiography-fluoroscopy-application/>>. Acesso em: 28 Set. 2018.

RAMIREZ, F.J.; LÓPEZ, R.; BENITEZ, J.S; PACHECO, J.O. 2004. **Considerations on the measurement of practical peak voltage in diagnostic radiology**, *The British Journal of Radiology*, v. 77, p. 745-750.

SIEMENS HEALTHINEERS. 2018. **Multix B**. Disponível em: <<https://www.healthcare.siemens.com.br/radiography/analog-x-ray/multix-b/features-benefits>>. Acesso em: 23 Out.

SIEMENS. 2015. **Mammomat Inspiration - Mammomat Inspiration Prime Edition: Digital Mammography Platform for Screening, Diagnostic, Biopsy and Tomosynthesis**, p. 78.

TAUHATA, L.; SALATI, I.P.A.; DI PRINZIO, R.; DI PRINZIO, A. 2014. **Radioproteção e Dosimetria: Fundamentos**. Instituto de Radioproteção e Dosimetria, Comissão Nacional de Energia Nuclear. 10ª Revisão. Rio de Janeiro,

TERINI, R. A. e HERDADE, S. B. 2009. **Measurement of the quantity Practical Peak Voltage in the radiology practice.** v.42(6), p. 389–394. 2009.

VIVOLO, V. *et al.* 2012. **Evaluation of the voltage quantities measured with different noninvasive meters for quality control at a calibration laboratory.** *Applied Radiation and Isotopes.* Elsevier, 70(7), p. 1429–1431. doi: 10.1016/j.apradiso.2011.12.011.

YOSHIZUMI, M. T. e CALDAS, L. V. E. 2009. **Estudo Comparativo das Qualidades de Feixes de Radiodiagnóstico das IECs 1267 e 61267 utilizando uma Câmara de Transmissão.** Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares IPEN-CNEN/SP. Associação Brasileira de Física Médica.

ANEXO 1
CERTIFICADOS DE CALIBRAÇÃO
DETECTORES NÃO-INVASIVO – MARCA: RADCAL
MODELOS: AGMS-D E AGMS-M

	UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO INSTITUTO DE ENERGIA E AMBIENTE	
	Av. Prof. Luciano Gualberto, 1289 • Cidade Universitária • Butantã CEP 05508-010 • São Paulo • SP • BRASIL • www.iee.usp.br CNPJ: 63.025.530/0042-82 • Inscrição Estadual: isento Laboratório de Ensaio acreditado pela Cgcre de acordo com a ABNT NBR ISO/IEC 17025, sob o número CRL 0011	

RELATÓRIO DE ENSAIO Nº 76904	Folha
	1 de 3

A. Laboratório Responsável: DESEMES-04 - SERVIÇO TÉCNICO DE DESEMPENHO E SEGURANÇA DE MATERIAIS E ESTRUTURAS

B. Ordem de Serviço nº: 2013971

C. Descrição do Corpo de Prova: Nº: 6 – *Medidor não-invasivo multi-parâmetro*
 MARCA: RADCAL, MODELO: ACCU-GOLD AGDM, N/S: 40-0387;
 DETECTOR EXTERNO - MARCA: RADCAL, MODELO: AGMS-D, N/S: 41-0311;
 NOTEBOOK - MARCA: ACER, MODELO: ASPIRE 5750-6_br821, N/S: LXRK101006139AA0D29501;
 SOFTWARE - MARCA: RADCAL, MODELO: ACCU-GOLD, VERSÃO: 1.2.4.1, DRIVER: 02.08.28.

D. Cliente: Univers. Tecnológica Federal do Paraná
Endereço: Avenida Sete de Setembro, 3165 Centro,
Cep: 80230901
Cidade/Estado: Curitiba PR

E. Interessado: Univers. Tecnológica Federal do Paraná
Endereço: Avenida Sete de Setembro, 3165 Centro,
Cep: 80230901
Cidade/Estado: Curitiba PR

F. Objetivo: Serviço nº: 6/5 - *Verificação da calibração de dosímetros*

G. Norma e/ou Procedimento: IEE-IT-0039 - *PROCEDIMENTO PARA CALIBRAÇÃO DE CÂMARAS DE IONIZAÇÃO E DOSÍMETROS.*

H. Observações:

- O Corpo de Prova foi recebido em: 24/03/2014
- Ensaio realizado no período de: 05/05/2014 a 09/05/2014
- Relatório de Ensaio em arquivo eletrônico:
 - é cópia integral e fiel do original impresso e assinado que estará à disposição no IEE/USP.
- Forma de apresentação: Arquivo Eletrônico (formato ADOBE® *.pdf) autenticado pelo sistema de autenticação de documentos da Universidade de São Paulo.
- Forma de envio: O endereço eletrônico (*link*) e o código de acesso ao documento serão enviados por e-mail.
- O IEE USP não emite vias impressas dos certificados de calibração e dos relatórios de ensaio em respeito à política de sustentabilidade da Universidade de São Paulo.
- O IEE USP mantém uma cópia impressa assinada fisicamente em seu sistema de arquivamento em papel.

• Este documento atende aos requisitos de acreditação da Cgcre, a qual avaliou a competência do laboratório e comprovou a sua rastreabilidade a padrões nacionais de medida;
 • O conteúdo e as conclusões aqui apresentadas são da exclusiva responsabilidade do(s) autor(es) e não refletem, necessariamente, as opiniões da Universidade de São Paulo.
 • A reprodução deste documento não pode ser parcial e depende da aprovação por escrito do laboratório;
 • Os resultados apresentados neste documento referem-se exclusivamente ao corpo de prova submetido ao(s) ensaio(s) nas condições especificadas, não sendo extensivos a quaisquer lotes;
 • O IEE-USP manterá o original deste documento arquivado por um período de cinco anos, no mínimo;
 • Eventuais julgamentos profissionais constantes deste documento não fazem parte do escopo da acreditação;
 • A Cgcre/Inmetro é signatária do Acordo de Reconhecimento Mútuo da ILAC.

IEE-MD-005 - rev 02 - MAR/2014

 **Antes de imprimir, pense em sua responsabilidade e compromisso com o meio ambiente**

Documento emitido USP (Informações adicionais última página): LUE7-798L-8EYA-8LBF



UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
INSTITUTO DE ENERGIA E AMBIENTE

Laboratório de Ensaio acreditado pela Cgcre/Inmetro
de acordo com a ABNT NBR ISO/IEC 17025, sob o número CRL 0011

RELATÓRIO DE ENSAIO Nº 76904

Folha

2 de 3

1. Descrição dos ensaios

1.1. Equipamentos utilizados

A TABELA 1 apresenta os equipamentos e instrumentos utilizados durante a verificação de calibração do corpo de prova.

TABELA 1 - Equipamentos e instrumentos utilizados para a verificação da calibração do corpo de prova.

Equipamentos	Fabricante	Modelo	Próxima calibração	Certif. Calibração	SIS-CON
Gerador de raios X	Philips	MG40	nov/2014	CC/IEE 76.227	MT 719
Tubo de Raios-X (W/22°)	Philips	MCN323			
C.I. de referência	PTW	23361	jun/2014	IRDLNMRI 0287/2013	MT 1420
Eletrômetro de referência	PTW	UNIDOS			MT 1694
C.I. monitora	PTW	34014			MT 1419
Eletrômetro monitor	PTW	UNIDOS			MT 1418
Osciloscópio digital	Tektronix	TDS 5104	ago/2014	IEE RBC 75.724	MT 1224
Filtros de Alumínio	Radcal Co.				MT 889
Monitor de Pressão	Oregon Scientific	BA928	fev/2015	IPT RBC 136 070-101	MT 1135
Sensor de Temperatura	GE Sensing	S10/NTC	dez/2014	DIMCI 2631/2013	MT 2146
Sensor de Temperatura	GE Sensing	S10/NTC	dez/2014	DIMCI 2632/2013	MT 2147

1.2. Legendas para as abreviações utilizadas neste documento

VI = Valor Indicado (Indicação obtida no corpo de prova);

VVC = Valor Verdadeiro Convencional (indicação obtida no padrão);

$N^{user}_{k,Q}$ = Fator de calibração para (taxa) kerma no ar do corpo de prova na qualidade Q;

PPV = Potencial de Pico Prático (IEC 61676:2002);

1ª CSR = Primeira camada semi-redutora.

1.3. Método Utilizado

Foram realizadas três medições comparativas entre o padrão e o corpo de prova, para cada valor de referência, com a finalidade de verificar sua calibração e repetitividade na faixa de utilização. Adicionalmente, são apresentados os fatores de calibração e suas incertezas para um fator de abrangência $k=2$ para um nível de confiança de aproximadamente 95%.

O corpo de prova foi posicionado a 0,98m do ponto focal do tubo de raios X e submetido a um campo de radiação de dimensões lineares de pelo menos 1,5 vezes maior do que a dimensão linear correspondente ao volume sensível do detector padrão ou do corpo de prova, em geometria de feixe estreito, conforme recomendações do "Technical Report Series - n° 457, Dosimetry in Diagnostic Radiology: An International Code of Practice", TRS 457, da Agência Internacional de Energia Atômica, Viena, IAEA, 2007.

Para compor a incerteza padrão combinada expandida do fator de calibração $N^{user}_{k,Q}$, a exatidão e resolução do corpo de prova foram estimados em 5% e 5,4E-4(Gy/h), respectivamente.



UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
INSTITUTO DE ENERGIA E AMBIENTE

Laboratório de Ensaio acreditado pela Cgcre/Inmetro
de acordo com a ABNT NBR ISO/IEC 17025, sob o número CRL 0011

RELATÓRIO DE ENSAIO Nº 76904

Folha

3 de 3

1.4. Condições de Medição

	Mínima	Máxima
Temperatura:	(21,19 ± 0,00)°C	(21,85 ± 0,00)°C
Umidade Relativa do Ar:	(34,6 ± 0,4) %	(37,6 ± 0,4) %
Pressão atmosférica:	(93,47 ± 0,03) kPa	(93,47 ± 0,03) kPa

2. Resultados Obtidos

2.1. Fator de calibração para (taxa de) kerma no ar

A TABELA 2 apresenta os resultados de medição de (taxa de) kerma no ar e do fator de calibração do corpo de prova.

TABELA 2 - Resultados de medição de (taxa de) kerma no ar do padrão e do corpo de prova e fator de calibração para o corpo de prova com gerador de raios X de potencial constante na faixa de energias compreendida entre 40 e 150 kVp.

Qualidade Padronizada	PPV [kV]	1ª CSR [mmAl]	2ª CSR [mmAl]	Filtração Adicional [mm]	VI (Gy/h)	WVC (Gy/h)	$(N^{user}_{k,Q} \pm U_{95\%})$	k	V_{eff}
RQR 2	40,4	1,40	1,73	2,18 Al	1,30	1,35	(1,02 ± 0,07)	2	infinito
RQR 3	50,3	1,78	2,37	2,17 Al	1,30	1,37	(1,04 ± 0,07)	2	infinito
RQR 4	60,2	2,18	3,03	2,33 Al	1,29	1,36	(1,04 ± 0,07)	2	infinito
RQR 5*	70,4	2,64	3,72	2,58 Al	1,29	1,36	(1,05 ± 0,07)	2	infinito
RQR 6	80,2	3,04	4,54	2,68 Al	1,30	1,36	(1,05 ± 0,07)	2	infinito
RQR 7	90,3	3,50	5,15	2,79 Al	1,30	1,37	(1,05 ± 0,07)	2	infinito
RQR 8	100,3	4,04	6,03	2,97 Al	1,29	1,35	(1,04 ± 0,07)	2	infinito
RQR 9	120,3	5,07	7,46	3,35 Al	1,30	1,37	(1,05 ± 0,07)	2	infinito
RQR 10	150,0	6,49	9,27	3,70 Al	1,27	1,33	(1,03 ± 0,07)	2	infinito

* Geralmente este valor é selecionado como qualidade de radiação de referência para feixes não atenuados em aplicações gerais de radiografia.

- Notas:**
- ✓ As condições normais de temperatura e pressão consideradas para as correções de densidade normal do ar realizadas nas leituras dos instrumentos padrão e corpo de prova foram de 20°C e 101,3 kPa, respectivamente;
 - ✓ A correção para a densidade normal do ar é calculada da seguinte forma:

$$f_{T,P} = \left(\frac{101,3}{P} \right) \cdot \left(\frac{273,15 + T}{273,15 + 20} \right)$$

Onde **P** e **T** são a pressão e temperatura medidas durante a verificação da calibração.

- ✓ No sistema internacional de unidades (SI) a grandeza exposição é expressa em (C/kg), e $1 \text{ R} = 2,58 \times 10^{-4} \text{ C/kg}$;
- ✓ A energia média por unidade de carga produzida no ar seco, $(W/e)_{ar\ seco}$, adotada foi de 33,97 J/C;
- ✓ As qualidades padronizadas de radiação RQR utilizadas foram determinadas de acordo com a metodologia descrita pela norma IEC 61267:1994 utilizando filtros de alumínio de 99,5% de pureza;
- ✓ As incertezas relatadas estão em conformidade com o "Guia para Expressão da Incerteza de Medição", 3ª Edição - Rio de Janeiro: ABNT, INMETRO, 2003.

Leonardo S. Severo
Físico / Executor

Dr. Marco A. G. Pereira
Engenheiro / Signatário Autorizado

São Paulo, 12 de maio de 2014.
Dispensa assinatura quando disponível em meio eletrônico.

Código de controle: **LUE7 - 798L - 8EYA - 8LBF**

Documento autorizado às **10:07:45** horas do dia **13/05/2014** (hora e data de Brasília).

por **2487626 - Marco Aurélio Guedes Pereira**

Autenticado por **3447776 - Leonardo Scherer Severo**

Documento válido até **12/05/2019**

A autenticidade deste documento pode ser verificada na página da Universidade de São Paulo

<https://uspdigital.usp.br/webdoc/>

	UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO INSTITUTO DE ENERGIA E AMBIENTE	
	Av. Prof. Luciano Gualberto, 1289 • Cidade Universitária • Butantã CEP 05508-010 • São Paulo • SP • BRASIL • www.iee.usp.br CNPJ: 63.025.530/0042-82 • Inscrição Estadual: isento Laboratório de Ensaio acreditado pela Cgcre de acordo com a ABNT NBR ISO/IEC 17025, sob o número CRL 0011	

RELATÓRIO DE ENSAIO Nº 76902	Folha
	1 de 4

A. Laboratório Responsável: DESEMES-04 - SERVIÇO TÉCNICO DE DESEMPENHO E SEGURANÇA DE MATERIAIS E ESTRUTURAS

B. Ordem de Serviço nº: 2013971

C. Descrição do Corpo de Prova: Nº: 6 – Medidor não-invasivo multi-parâmetro
 MARCA: RADCAL, MODELO: ACCU-GOLD AGDM, N/S: 40-0387;
 DETECTOR EXTERNO - MARCA: RADCAL, MODELO: AGMS-D, N/S: 41-0311;
 NOTEBOOK - MARCA: ACER, MODELO: ASPIRE 5750-6_br821, N/S: LXRK101006139AA0D29501;
 SOFTWARE - MARCA: RADCAL, MODELO: ACCU-GOLD, VERSÃO: 1.2.4.1, DRIVER: 02.08.28.

D. Cliente: Univers. Tecnológica Federal do Paraná
Endereço: Avenida Sete de Setembro, 3165 Centro,
Cep: 80230901
Cidade/Estado: Curitiba PR

E. Interessado: Univers. Tecnológica Federal do Paraná
Endereço: Avenida Sete de Setembro, 3165 Centro,
Cep: 80230901
Cidade/Estado: Curitiba PR

F. Objetivo:
Serviço nº: 6/1 - Verificação da calibração de medidores de tempo de irradiação não invasivo - gerador trifásico
Serviço nº: 6/2 - Verificação da calibração de medidores de kVp não invasivo - potencial constante

G. Norma e/ou Procedimento: IEE-IT-0031 - PROCEDIMENTO DE ENSAIO PARA VERIFICAÇÃO DA CALIBRAÇÃO DE MEDIDORES NÃO-INVASIVOS DE TENSÃO APLICADA A TUBOS DE RAIOS X.

H. Observações:

- O Corpo de Prova foi recebido em: 24/03/2014
- Ensaio realizado no período de: 05/05/2014 a 09/05/2014
- Relatório de Ensaio em arquivo eletrônico:
 - é cópia integral e fiel do original impresso e assinado que estará à disposição no IEE/USP.
- Forma de apresentação: Arquivo Eletrônico (formato ADOBE® *.pdf) autenticado pelo sistema de autenticação de documentos da Universidade de São Paulo.
- Forma de envio: O endereço eletrônico ([link](#)) e o código de acesso ao documento serão enviados por e-mail.
- O IEE USP não emite vias impressas dos certificados de calibração e dos relatórios de ensaio em respeito à política de sustentabilidade da Universidade de São Paulo.
- O IEE USP mantém uma cópia impressa assinada fisicamente em seu sistema de arquivamento em papel.

• Este documento atende aos requisitos de acreditação da Cgcre, a qual avaliou a competência do laboratório e comprovou a sua rastreabilidade a padrões nacionais de medida;
 • O conteúdo e as conclusões aqui apresentadas são da exclusiva responsabilidade do(s) autor(es) e não refletem, necessariamente, as opiniões da Universidade de São Paulo.
 • A reprodução deste documento não pode ser parcial e depende da aprovação por escrito do laboratório;
 • Os resultados apresentados neste documento referem-se exclusivamente ao corpo de prova submetido ao(s) ensaio(s) nas condições especificadas, não sendo extensivos a quaisquer lotes;
 • O IEE-USP manterá o original deste documento arquivado por um período de cinco anos, no mínimo;
 • Eventuais julgamentos profissionais constantes deste documento não fazem parte do escopo da acreditação;
 • A Cgcre/Inmetro é signatária do Acordo de Reconhecimento Mútuo da ILAC.

IEE-MD-005 - rev 02 - MAR/2014

 Antes de imprimir, pense em sua responsabilidade e compromisso com o meio ambiente

Documento emitido USP (Informações adicionais última página): TVZQ-N7IB-VD6K-IRHR



UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
INSTITUTO DE ENERGIA E AMBIENTE

Laboratório de Ensaio acreditado pela Cgcre/Inmetro
de acordo com a ABNT NBR ISO/IEC 17025, sob o número CRL 0011

RELATÓRIO DE ENSAIO Nº 76902

Folha

2 de 4

1. Descrição dos ensaios

1.1. Equipamentos utilizados

A **TABELA 1** apresenta os equipamentos e instrumentos utilizados durante a verificação de calibração do corpo de prova.

TABELA 1 - Equipamentos e instrumentos utilizados para a verificação da calibração do corpo de prova.

Equipamentos	Fabricante	Modelo	Próxima calibração	Certif. Calibração	SIS-CON
Gerador de raios X (2)	IEE/USP	SRTE			MT 664
Divisor de Alta Tensão (2)	Radcal Co.	Dynalyzer III	mar/2015	CC/IEE 75.134	MT 1402
Gerador de raios X (3)	Philips	MGC40			MT 719
Divisor de Alta Tensão (3)	Philips	Interno	nov/2014	CC/IEE 76.227	---
Osciloscópio digital	Tektronix	TDS 5104	ago/2014	IEE RBC 75.724	MT 1224
Filtros de Alumínio	Radcal Co.		-----	-----	MT 889
Monitor de Pressão	Oregon Scientific	BA928	fev/2015	IPT RBC 136 070-101	MT 1135
Monitor de Temperatura	GE Sensing	S10/NTC	dez/2014	DIMCI 2631/2013	MT 2146

1.2. Legendas para as abreviações utilizadas neste documento

VI = Valor Indicado (Indicação obtida no corpo de prova);

VVC = Valor Verdadeiro Convencional (indicação obtida no padrão);

$N^{user}_{kV,Q}$ = Fator de calibração do corpo de prova para a tensão aplicada ao tubo de raios X na qualidade Q;

kVp = Tensão de pico máxima (IEC 61676: 2002);

kVpmean = Tensão de pico média (IEC 61676:2002);

PPV = Potencial de Pico Prático (IEC 61676:2002);

1ª CSR = Primeira camada semi-redutora.

1.3. Método Utilizado

Foram realizadas três medições comparativas entre o padrão e o corpo de prova, para cada valor de referência, com a finalidade de verificar sua calibração e repetitividade na faixa de utilização. Adicionalmente, são apresentados os fatores de calibração e suas incertezas para um fator de abrangência $k=2$ para um nível de confiança de aproximadamente 95%.

O corpo de prova foi posicionado a 1m do ponto focal do tubo de raios X e submetido a um campo de radiação de dimensões lineares de pelo menos 1,5 vezes maior do que a dimensão linear correspondente ao volume sensível do detector padrão ou do corpo de prova, em geometria de feixe estreito, conforme recomendações do "Technical Report Series - no 457, Dosimetry in Diagnostic Radiology: An International Code of Practice", TRSS457, da Agência Internacional de Energia Atômica, Viena, IAEA, 2007.

Para compor a incerteza padrão combinada expandida do fator de calibração $N^{user}_{kV,Q}$, a exatidão e resolução do corpo de prova foram estimados em 2% e 0,5kVp, respectivamente.

IEE-MD-005 – rev 02 - MAR/2014

Documento emitido USP (Informações adicionais última página): TVZQ-N7IB-VD6K-IRHR



UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
INSTITUTO DE ENERGIA E AMBIENTE

Laboratório de Ensaio acreditado pela Cgcre/Inmetro
de acordo com a ABNT NBR ISO/IEC 17025, sob o número CRL 0011

RELATÓRIO DE ENSAIO Nº 76902

Folha

3 de 4

1.4. Condições de Medição

	Mínima	Máxima
Temperatura:	(21,75 ± 0,00)°C	(22,25 ± 0,00)°C
Umidade Relativa do Ar:	(36,6 ± 0,4) %	(40,6 ± 0,4) %
Pressão atmosférica:	(93,27 ± 0,03) kPa	(93,67 ± 0,03) kPa

2. Resultados Obtidos

2.1. Fator de calibração para tensão aplicada ao tubo de raios X

A(s) TABELA(S) abaixo apresenta(m) os resultados de medição da tensão aplicada ao tubo de raios X e o fator de calibração do corpo de prova.

TABELA 2 - Resultados de medição de kVp_{mean} entre o instrumento de referência e o corpo de prova e o seu fator de calibração para gerador de raios X trifásico de 6 pulsos na faixa de energias compreendida entre 50 e 120kV.


kV ^{ref}	I _{anódica}	T _{exp}	1 ^a CSR	Filtração Adicional	VI	WVC	(N ^{user} _{kV,Q} ± U _{95%})	k	V _{eff}
[kV]	[mA]	[s]	[mmAl]	[mm]	[kV]	[kV]			
50	150,0	0,5	1,50	0,60	49,60	50,28	(1,01 ± 0,05)	2	infinito
60	90,0	0,5	1,80	0,60	60,53	60,50	(1,00 ± 0,06)	2	infinito
70*	35,0	0,5	2,10	0,60	69,53	70,38	(1,01 ± 0,07)	2	infinito
80	35,0	0,5	2,30	0,60	80,37	80,19	(1,00 ± 0,07)	2	infinito
90	35,0	0,5	2,50	0,60	91,17	90,39	(0,99 ± 0,08)	2	infinito
100	35,0	0,5	2,70	0,60	101,57	100,72	(0,99 ± 0,09)	2	infinito
120	35,0	0,5	3,30	0,60	122,97	121,38	(0,99 ± 0,11)	2	infinito

* Geralmente este valor é selecionado como qualidade de radiação de referência para feixes não atenuados em aplicações gerais de radiografia.

TABELA 3 - Resultados de medição de kVp_{mean} entre o instrumento de referência e o corpo de prova e o seu fator de calibração para gerador de raios X de potencial constante na faixa de energias compreendida entre 50 e 120kV.

kV ^{ref}	I _{anódica}	T _{exp}	1 ^a CSR	Filtração Adicional	VI	WVC	(N ^{user} _{kV,Q} ± U _{95%})	k	V _{eff}
[kV]	[mA]	[s]	[mmAl]	[mm]	[kV]	[kV]			
50	10,0	10,0	1,60	2,00	50,13	51,35	(1,02 ± 0,06)	2	infinito
60	10,0	10,0	1,90	2,00	60,60	61,13	(1,01 ± 0,06)	2	infinito
70*	10,0	10,0	2,10	2,00	70,43	71,14	(1,01 ± 0,07)	2	infinito
80	10,0	10,0	2,40	2,00	81,67	81,18	(0,99 ± 0,08)	2	infinito
90	10,0	10,0	2,75	2,00	92,47	91,23	(0,99 ± 0,09)	2	infinito
100	10,0	10,0	3,00	2,00	103,10	101,35	(0,98 ± 0,10)	2	infinito
120	10,0	10,0	3,60	2,00	124,07	121,45	(0,98 ± 0,12)	2	infinito

* Geralmente este valor é selecionado como qualidade de radiação de referência para feixes não atenuados em aplicações gerais de radiografia.

	<p>UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO INSTITUTO DE ENERGIA E AMBIENTE</p> <p>Laboratório de Ensaio acreditado pela Cgcre/Inmetro de acordo com a ABNT NBR ISO/IEC 17025, sob o número CRL 0011</p>
<p>RELATÓRIO DE ENSAIO Nº 76902</p>	<p>Folha 4 de 4</p>
<p>Notas:</p> <ul style="list-style-type: none">✓ As qualidades padronizadas de radiação utilizadas foram determinadas de acordo com a metodologia descrita pela norma ABNT NBR IEC 60601-2-3:2005 utilizando filtros de alumínio de no mínimo 99,99% de pureza;✓ As qualidades padronizadas de radiação utilizadas foram determinadas considerando como referência a primeira camada semi-redutora mínima para um potencial de 70kV na verificação da conformidade do equipamento de raios X médico com a norma ABNT NBR IEC 60601-2-3:2005;✓ As incertezas relatadas estão em conformidade com o "Guia para Expressão da Incerteza de Medição", 3ª Edição - Rio de Janeiro: ABNT, INMETRO, 2003. <p style="text-align: center;">Leonardo S. Severo <i>Físico / Executor</i></p> <p style="text-align: center;">Dr. Marco A. G. Pereira <i>Engenheiro / Signatário Autorizado</i></p> <p style="text-align: center;">São Paulo, 12 de maio de 2014. Dispensa assinatura quando disponível em meio eletrônico.</p>	

IEE-MD-005 – rev 02 - MAR/2014

Documento emitido USP (Informações adicionais última página): TVZQ-N7IB-VD6K-IRHR

Código de controle: **TVZQ - N7IB - VD6K - IRHR**

Documento autorizado às **10:06:32** horas do dia **13/05/2014** (hora e data de Brasília).

por **2487626 - Marco Aurélio Guedes Pereira**

Autenticado por **3447776 - Leonardo Scherer Severo**

Documento válido até **12/05/2019**

A autenticidade deste documento pode ser verificada na página da Universidade de São Paulo

<https://uspdigital.usp.br/webdoc/>

	UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO INSTITUTO DE ENERGIA E AMBIENTE	
	Av. Prof. Luciano Gualberto, 1289 • Cidade Universitária • Butantã CEP 05508-010 • São Paulo • SP • BRASIL • www.iee.usp.br CNPJ: 63.025.530/0042-82 • Inscrição Estadual: isento Laboratório de Ensaio acreditado pela Cgcre de acordo com a ABNT NBR ISO/IEC 17025, sob o número CRL 0011	

RELATÓRIO DE ENSAIO Nº 76899	Folha
	1 de 3

A. Laboratório Responsável: DESEMES-04 - SERVIÇO TÉCNICO DE DESEMPENHO E SEGURANÇA DE MATERIAIS E ESTRUTURAS

B. Ordem de Serviço nº: 2013971

C. Descrição do Corpo de Prova: Nº: 5 – Medidor não-invasivo multi-parâmetro
 MARCA: RADCAL, MODELO: ACCU-GOLD AGDM, N/S: 40-0387;
 DETECTOR EXTERNO - MARCA: RADCAL, MODELO: AGMS-M, N/S: 42-0212;
 PLACA DE POLICARBONATO - MARCA: RADCAL, MODELO: 8154, N/S: 4094148;
 NOTEBOOK - MARCA: ACER, MODELO: ASPIRE 5750-6_br821, N/S: LXRK101006139AA0D29501;
 SOFTWARE - MARCA: RADCAL, MODELO: ACCU-GOLD, VERSÃO: 1.2.4.1, DRIVER: 02.08.28.

D. Cliente: Univers. Tecnológica Federal do Paraná
Endereço: Avenida Sete de Setembro, 3165 Centro,
Cep: 80230901
Cidade/Estado: Curitiba PR

E. Interessado: Univers. Tecnológica Federal do Paraná
Endereço: Avenida Sete de Setembro, 3165 Centro,
Cep: 80230901
Cidade/Estado: Curitiba PR

F. Objetivo: Serviço nº: 5/1 - Verificação da calibração de medidores de kVp não invasivo - gerador mamográfico

G. Norma e/ou Procedimento: IEE-IT-0031 - PROCEDIMENTO DE ENSAIO PARA VERIFICAÇÃO DA CALIBRAÇÃO DE MEDIDORES NÃO-INVASIVOS DE TENSÃO APLICADA A TUBOS DE RAIOS X.

H. Observações:

- O Corpo de Prova foi recebido em: 24/03/2014
- Ensaio realizado no período de: 05/05/2014 a 09/05/2014
- Relatório de Ensaio em arquivo eletrônico:
 - é cópia integral e fiel do original impresso e assinado que estará à disposição no IEE/USP.
- Forma de apresentação: Arquivo Eletrônico (formato ADOBE® *.pdf) autenticado pelo sistema de autenticação de documentos da Universidade de São Paulo.
- Forma de envio: O endereço eletrônico ([link](#)) e o código de acesso ao documento serão enviados por e-mail.
- O IEE USP não emite vias impressas dos certificados de calibração e dos relatórios de ensaio em respeito à política de sustentabilidade da Universidade de São Paulo.
- O IEE USP mantém uma cópia impressa assinada fisicamente em seu sistema de arquivamento em papel.

• Este documento atende aos requisitos de acreditação da Cgcre, a qual avaliou a competência do laboratório e comprovou a sua rastreabilidade a padrões nacionais de medida;
 • O conteúdo e as conclusões aqui apresentadas são da exclusiva responsabilidade do(s) autor(es) e não refletem, necessariamente, as opiniões da Universidade de São Paulo.
 • A reprodução deste documento não pode ser parcial e depende da aprovação por escrito do laboratório;
 • Os resultados apresentados neste documento referem-se exclusivamente ao corpo de prova submetido ao(s) ensaio(s) nas condições especificadas, não sendo extensivos a quaisquer lotes;
 • O IEE-USP manterá o original deste documento arquivado por um período de cinco anos, no mínimo;
 • Eventuais julgamentos profissionais constantes deste documento não fazem parte do escopo da acreditação;
 • A Cgcre/Inmetro é signatária do Acordo de Reconhecimento Mútuo da ILAC.

IEE-MD-005 - rev 02 - MAR/2014

 Antes de imprimir, pense em sua responsabilidade e compromisso com o meio ambiente

Documento emitido USP (Informações adicionais última página): 2C7G-AGN7-WDU3-JKFV



UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
INSTITUTO DE ENERGIA E AMBIENTE

Laboratório de Ensaio acreditado pela Cgcre/Inmetro
de acordo com a ABNT NBR ISO/IEC 17025, sob o número CRL 0011

RELATÓRIO DE ENSAIO Nº 76899

Folha

2 de 3

1. Descrição dos ensaios

1.1. Equipamentos utilizados

A **TABELA 1** apresenta os equipamentos e instrumentos utilizados durante a verificação de calibração do corpo de prova.

TABELA 1 - Equipamentos e instrumentos utilizados para a verificação da calibração do corpo de prova.

Equipamentos	Fabricante	Modelo	Próxima calibração	Certif. Calibração	SIS-CON
Gerador de raios X (4)	GE	Senographe 700T	dez/2014	CC/IEE 76.266	MT 1464
Divisor de Alta Tensão (4)	GE	Interno			-----
Osciloscópio digital	Tektronix	TDS 5104	ago/2014	IEE RBC 75.724	MT 1224
Filtros de Alumínio	Radcal Co.		-----	-----	MT 889
Monitor de Pressão	Oregon Scientific	BA928	fev/2015	IPT RBC 136 070-101	MT 1135
Monitor de Temperatura	GE Sensing	S10/NTC	dez/2014	DIMCI 2631/2013	MT 2146

1.2. Legendas para as abreviações utilizadas neste documento

VI = Valor Indicado (Indicação obtida no corpo de prova);

VVC = Valor Verdadeiro Convencional (indicação obtida no padrão);

$N_{kV,Q}^{user}$ = Fator de calibração do corpo de prova para a tensão aplicada ao tubo de raios X na qualidade Q;

kVp = Tensão de pico máxima (IEC 61676: 2002);

kVpmean = Tensão de pico média (IEC 61676:2002);

PPV = Potencial de Pico Prático (IEC 61676:2002);

1ª CSR = Primeira camada semi-redutora.

1.3. Método Utilizado

Foram realizadas três medições comparativas entre o padrão e o corpo de prova, para cada valor de referência, com a finalidade de verificar sua calibração e repetitividade na faixa de utilização. Adicionalmente, são apresentados os fatores de calibração e suas incertezas para um fator de abrangência $k=2$ para um nível de confiança de aproximadamente 95%.

O corpo de prova foi posicionado a 1m do ponto focal do tubo de raios X e submetido a um campo de radiação de dimensões lineares de pelo menos 1,5 vezes maior do que a dimensão linear correspondente ao volume sensível do detector padrão ou do corpo de prova, em geometria de feixe estreito, conforme recomendações do "Technical Report Series - no 457, Dosimetry in Diagnostic Radiology: An International Code of Practice", TRSS457, da Agência Internacional de Energia Atômica, Viena, IAEA, 2007.

Para compor a incerteza padrão combinada expandida do fator de calibração $N_{kV,Q}^{user}$, a exatidão e resolução do corpo de prova foram estimados em 2% e 0,5kVp, respectivamente.



UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
INSTITUTO DE ENERGIA E AMBIENTE

Laboratório de Ensaio acreditado pela Cgcre/Inmetro
de acordo com a ABNT NBR ISO/IEC 17025, sob o número CRL 0011

RELATÓRIO DE ENSAIO Nº 76899

Folha

3 de 3

1.4. Condições de Medição

	Minima	Máxima
Temperatura:	(21,22 ± 0,00)°C	(21,37 ± 0,00)°C
Umidade Relativa do Ar:	(36,6 ± 0,4) %	(36,6 ± 0,4) %
Pressão atmosférica:	(93,57 ± 0,03) kPa	(93,57 ± 0,03) kPa

2. Resultados Obtidos

2.1. Fator de calibração para tensão aplicada ao tubo de raios X

A(s) TABELA(S) abaixo apresenta(m) os resultados de medição da tensão aplicada ao tubo de raios X e o fator de calibração do corpo de prova.

TABELA 2 - Resultados de medição de kVpmean entre o instrumento de referência e o corpo de prova e o seu fator de calibração para gerador de raios X mamográfico de potencial constante na faixa de energias compreendida entre 25 e 35kV.

kV ^{ref}	I _{anódica}	T _{exp}	1 ^a CSR	Filtração Adicional	VI	VVC	(N ^{user} _{kV,Q} ± U _{95%})	k	V _{eff}
[kV]	[mA]	[s]	[mmAl]	[mm]	[kV]	[kV]			
25	100,0	0,2	0,30	0,00	24,50	25,15	(1,03 ± 0,08)	2	infinito
28	100,0	0,2	0,33	0,00	27,33	28,17	(1,03 ± 0,09)	2	infinito
30*	100,0	0,2	0,35	0,00	29,23	30,09	(1,03 ± 0,09)	2	infinito
32	100,0	0,2	0,35	0,00	31,17	32,01	(1,03 ± 0,10)	2	infinito
35	100,0	0,2	0,38	0,00	33,97	35,09	(1,03 ± 0,10)	2	infinito

* Geralmente este valor é selecionado como qualidade de radiação de referência para feixes não atenuados em aplicações gerais de radiografia.

- Notas:**
- ✓ As qualidades padronizadas de radiação utilizadas foram determinadas de acordo com a metodologia descrita pela norma ABNT NBR IEC 60601-2-3:2005 utilizando filtros de alumínio de no mínimo 99,99% de pureza;
 - ✓ As qualidades padronizadas de radiação utilizadas foram determinadas considerando como referência a primeira camada semi-redutora mínima para um potencial de 70kV na verificação da conformidade do equipamento de raios X médico com a norma ABNT NBR IEC 60601-2-3:2005;
 - ✓ As incertezas relatadas estão em conformidade com o "Guia para Expressão da Incerteza de Medição", 3ª Edição - Rio de Janeiro: ABNT, INMETRO, 2003.

Leonardo S. Severo
Físico / Executor

Dr. Marco A. G. Pereira
Engenheiro / Signatário Autorizado

São Paulo, 12 de maio de 2014.

Dispensa assinatura quando disponível em meio eletrônico.

Código de controle: **2C7G - AGN7 - WDU3 - JKfV**

Documento autorizado às **10:01:56** horas do dia **13/05/2014** (hora e data de Brasília).

por **2487626 - Marco Aurélio Guedes Pereira**

Autenticado por **3447776 - Leonardo Scherer Severo**

Documento válido até **12/05/2019**

A autenticidade deste documento pode ser verificada na página da Universidade de São Paulo

<https://uspdigital.usp.br/webdoc/>