AUTARQUIA ASSOCIADA À UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO

**APLICAÇÃO DE CÂMARAS DE IONIZAÇÃO ESPECIAIS PARA CONTROLE DE QUALIDADE
EM MAMOGRAFIA**

CRISTIANE JORDÃO DE CARVALHO HONDA

**Dissertação apresentada como parte dos
requisitos para obtenção do Grau de
Mestre em Ciências na Área
de Tecnologia Nuclear - Aplicações**

Orientadora:

Profa. Dra. Linda V. E. Caldas

São Paulo

2015

INSTITUTO DE PESQUISAS ENERGÉTICAS E NUCLEARES
Autarquia associada à Universidade de São Paulo

APLICAÇÃO DE CÂMARAS DE IONIZAÇÃO ESPECIAIS PARA CONTROLE DE QUALIDADE
EM MAMOGRAFIA

CRISTIANE JORDÃO DE CARVALHO HONDA

**Dissertação apresentada como parte dos
requisitos para obtenção do Grau de
Mestre em Ciências na Área
de Tecnologia Nuclear - Aplicações**

Orientadora:

Profa. Dra. Linda V. E. Caldas

Versão Corrigida
Versão Original disponível no IPEN

São Paulo
2015

Dedico este trabalho, bem como todas as minhas demais conquistas, aos meus amados pais Maria Augusta e Tarcílio Jordão (que falta vocês me fazem), a meus filhos amados, Bruna e Guilherme e à pessoa que mais do que eu se dedicou, me apoiando e me incentivando para eu nunca desistir e sempre acreditou em mim em momentos que até eu mesma não acreditava, meu marido Ernesto.

Agradecimentos

À Dra. Linda Caldas, por ter me aceitado como sua orientanda, por todo o ensinamento, pela paciência e dedicação durante o desenvolvimento deste trabalho.

À Dra. Tânia Aparecida Furquim, pela ajuda concedida nas medições junto ao INRAD.

Às Dra. Maria Inês Teixeira, pelo incentivo que me trouxe a realização deste trabalho, por todo carinho, paciência e amizade.

Às Dras. Maira Tiemi Yoshizumi, Fernanda Beatrice Nonato e Patrícia de Lara Antonio, que muito me ajudaram em todos os momentos. Meninas, jamais me esquecerei de vocês.

À Dra. Maria da Penha Albuquerque, pelas dicas e opiniões e pelo uso do laboratório.

Ao Dr. Vitor Vivolo, pela contribuição nas irradiações e procedimentos do laboratório, por esclarecer minhas dúvidas, sempre com muito boa vontade.

Ao Ms. Eduardo Corrêa, por toda ajuda na parte experimental e durante o desenvolvimento do trabalho.

Ao Dr. Jonas Oliveira da Silva, pela oportunidade de usar as câmaras de ionização desenvolvidas em seu doutorado.

Aos amigos e colegas do IPEN: Daniela Piai Groppo, Nathalia Almeida Costa, Elaine Wirney Martins, Felipe Belonsi Cintra o meu muito obrigada por tudo, principalmente pela companhia e pelas boas risadas em momentos de descontração.

Às Sras. Donata Zanin e Deise Santos, pelo auxílio com materiais e assuntos burocráticos.

A todos os funcionários da Gerência de Ensino (GE) do IPEN, na pessoa do Presidente da Comissão de Pós-Graduação (CPG), Dr. Delvonei Alves de Andrade, por todos os serviços prestados.

Ao Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, Comissão Nacional de Energia Nuclear (IPEN-CNEN/SP), na pessoa do Superintendente Dr. José Carlos Bressiani, pela rica oportunidade de realizar e concluir este trabalho de mestrado em Tecnologia Nuclear.

À Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES), pela concessão da bolsa de mestrado para a realização deste trabalho.

À Policlínica Taboão, na pessoa do Dr. José Fernando Denardi, por disponibilizar o equipamento para a fase experimental do trabalho.

Ao Instituto de Radiologia do Hospital das Clínicas – INRAD, por permitir o uso do equipamento para a realização das medições necessárias para o desenvolvimento deste trabalho.

Ao Hospital Pérola Byington Centro de Referência da Mulher, na pessoa do Prof. Juarez Otaviano, por permitir a realização das medições nos equipamentos de mamografia.

Aos meus pais, que tanto me incentivaram por toda a vida, além de me ensinarem a importância do estudo e da responsabilidade.

Ao meu marido, pela compreensão, pelo incentivo e por acreditar que eu seria capaz. Suas palavras de incentivo sempre foram muito importantes e me deram forças para continuar.

Aos meus filhos amados, Bruna e Guilherme, que mesmo com pouca idade compreenderam a minha ausência e o pouco tempo que dispunha para lhes dar atenção.

“Por vezes sentimos que aquilo que fazemos não é senão uma gota de água no mar. Mas o mar seria menor se lhe faltasse uma gota.”

(Madre Teresa de Calcutá)

Aplicação de Câmaras de Ionização Especiais para Controle de Qualidade em Mamografia

Cristiane Jordão de Carvalho Honda

RESUMO

A mamografia é um exame realizado no mamógrafo, que utiliza raios X para obter imagens da anatomia interna da mama. Para que esta imagem seja capaz de fornecer um diagnóstico correto, é necessário que os equipamentos passem constantemente por programas de controle de qualidade para que se possa garantir que as pacientes submetidas a este exame não estejam recebendo dose além da necessária, evitando-se assim possíveis efeitos biológicos indesejados. As câmaras de ionização são detectores muito utilizados para se realizar o controle de qualidade de equipamentos que utilizam radiação, como os mamógrafos. No presente trabalho foram utilizadas quatro câmaras de ionização desenvolvidas no Laboratório de Calibração de Instrumentos do IPEN – LCI/IPEN, que foram submetidas a testes de caracterização em feixes padrões de radiação X do LCI. Elas apresentaram resultados satisfatórios, dentro dos limites estabelecidos pelas normas nacionais e internacionais. Como aplicação, estas câmaras de ionização foram utilizadas para testes de controle de qualidade em quatro mamógrafos clínicos de diferentes instituições quanto à repetibilidade e linearidade da taxa de kerma no ar. Os resultados obtidos nestes testes encontram-se dentro dos limites recomendados pelas normas nacionais e internacionais.

Application of Special Ionization Chambers for Quality Control in Mammography

Cristiane Jordão de Carvalho Honda

ABSTRACT

Mammography is an examination in mammography, which uses X-rays to obtain images of the internal anatomy of the breast. To provide a correct diagnosis, it is necessary that the equipment constantly undergo quality control programs to ensure that patients submitted to this examination do not receive more than the necessary dose, thus avoiding unwanted possible biological effects. The ionization chambers are widely used detectors to perform the quality control program of equipment with radiation, as mammographers. In the present study, four different special ionization chambers, developed at the Calibration Laboratory of Instruments of IPEN - LCI / IPEN, were submitted to the characterization tests in standard X radiation beams at the LCI. The results were satisfactory, within the limits established by national and international standards. As an application, the ionization chambers were used for quality control tests in four mammography clinics from different institutions, as the repeatability and linearity of the air kerma rate. The results obtained in these tests were within the limits recommended by national and international standards.

SUMÁRIO

LISTA DE FIGURAS	10
LISTA DE TABELAS.....	14
1. INTRODUÇÃO	17
1.1 CÂNCER	17
1.1.1 Câncer de Mama	17
1.2 A MAMOGRAFIA	18
2 FUNDAMENTOS TEÓRICOS.....	23
2.1 O TUBO DE RAIOS X.....	23
2.1.1 A Produção de Raios X	25
2.1.1.1 Raios X de Bremsstrahlung ou Raios X de Freamento	25
2.1.1.2 Raios X Característicos.....	26
2.2 A MAMOGRAFIA	27
2.2.1 Desenvolvimento dos Equipamentos Mamográficos	27
2.2.2 Componentes dos Mamógrafos	30
2.2.3 Funcionamento dos Mamógrafos.....	34
2.2.3.1 Mamógrafo Convencional	38
2.2.3.2 Mamógrafo Digital CR.....	39
2.2.3.3 Mamógrafo Digital DR.....	41
2.2.4 Modos de Operação dos Aparelhos.....	42
2.2.5 Qualidade da Imagem em Mamografia.....	42
2.2.6 Controle de Qualidade em Mamógrafos	43
2.2.6.1 Dose de Entrada na Pele	44
2.2.6.1.1 Método do Guia da Agência de Vigilância Sanitária (ANVISA)	45
2.2.6.1.2 Método do Guia do American College of Radiology	46
2.3 FUNDAMENTOS DE DOSIMETRIA.....	46
2.3.1 Grandezas Dosimétricas	47
2.3.2 Kerma.....	47
2.3.2.1 Kerma no Ar.....	48
2.3.3 Dose Absorvida	49
2.4 CARACTERÍSTICAS GERAIS DOS DOSÍMETROS.....	49
2.4.1 Linearidade da Resposta de um Dosímetro	50
2.4.2 Dependência Energética da Resposta de um Dosímetro	51
2.4.3 Dependência Direcional da Resposta.....	51
2.5 CÂMARAS DE IONIZAÇÃO.....	51

2.5.1 Câmaras de Ionização em Radiodiagnóstico	53
2.5.2 Fator de Correção para Condições Ambientais de Referência	53
2.5.3 Sistema Tandem.....	54
3 MATERIAIS E MÉTODOS	56
3.1 SISTEMAS DE RADIAÇÃO	56
3.1.1 Laboratório de Calibração de Instrumentos – LCI/IPEN	56
3.1.2 Departamento de Diagnóstico por Imagem da Policlínica Taboão	59
3.1.3 Instituto de Radiologia do Hospital das Clínicas – INRAD	59
3.1.4 Hospital Pérola Byington Centro de Referência da Saúde da Mulher	60
3.2 SISTEMAS DE MEDIÇÃO E SISTEMAS AUXILIARES	61
3.2.1 Câmara de Ionização (Placas Paralelas)	61
3.2.2 Câmara de Ionização (Placas Paralelas) de Dupla Face	62
3.2.3 Câmara de Ionização (Placas Paralelas) com Espessura de 2 cm	63
3.2.4 Câmara de Ionização (Placas Paralelas) com Volume Duplo de Coleção de Íons e Face Única.....	63
3.2.5 Objetos Simuladores de Mama com Espessuras Diferentes	64
3.2.6 Eletrômetro PTW UNIDOS, Série 10474	65
3.2.7 Barômetro, Termo-Higrômetro, Desumidificadores e Climatizadores de Ambiente.....	65
3.3 ESTIMATIVA DAS INCERTEZAS	66
4 RESULTADOS E DISCUSSÃO	67
4.1 TESTES DE CARACTERIZAÇÃO DAS CÂMARAS DE IONIZAÇÃO	67
4.1.1 Repetibilidade de Resposta	67
4.1.2 Estabilidade de Resposta.....	68
4.1.3 Curva de Saturação.....	70
4.1.4 Eficiência de Coleção de Íons	73
4.1.5 Efeito de Polaridade	74
4.1.6 Linearidade da Resposta.....	75
4.1.7 Dependência Angular	77
4.1.8 Dependência Energética	80
4.1.9 Sistema Tandem.....	93
4.2 AVALIAÇÃO DAS CÂMARAS DE IONIZAÇÃO EM FEIXES CLÍNICOS DE MAMOGRAFIA.....	97
4.2.1 Repetibilidade da Taxa de Kerma no Ar	98
4.2.1.1 Policlínica Taboão.....	99
4.2.1.2 Instituto de Radiologia do Hospital das Clínicas - INRAD	102
4.2.1.3 Hospital Pérola Byington.....	105

4.2.2 Linearidade da Taxa de Kerma no Ar	109
4.2.3 Aplicação do Sistema Tandem.....	118
5 CONCLUSÕES	121
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	123

LISTA DE FIGURAS

Figura 2.1 – Representação de uma ampola de raios X.....	24
Figura 2.2 – Ilustração dos raios X de Bremsstrahlung.....	25
Figura 2.3 – Ilustração dos raios X característicos.....	26
Figura 2.4 – Primeiro equipamento projetado especificamente para aquisição de imagens da mama.....	28
Figura 2.5 – Figura esquemática do mamógrafo Senographe da GE.....	29
Figura 2.6 – Foto do equipamento Senographe da GE.....	30
Figura 2.7 – Ilustração de um mamógrafo e seus componentes.....	32
Figura 2.8 – Ilustração da blindagem e painel de controle do mamógrafo.....	32
Figura 2.9 – Componentes do mamógrafo da mama.....	33
Figura 2.10 – Componentes do mamógrafo.....	33
Figura 2.11 – Foto do Mamógrafo 3000 Nova, Siemens.....	36
Figura 2.12 – Figura esquemática do funcionamento de uma tomossíntese mamária.....	37
Figura 2.13 – Imagem de um chassi aberto (a) e imagem de um chassi aberto com filme (b).....	39
Figura 2.14 – Imagem de um cassete da empresa AGFA e o Image Plate (IP)....	40
Figura 2.15 – Imagem esquemática de uma digitalizadora do sistema digital de mamografia CR.....	40
Figura 2.16 – Esquema de aquisição de imagem no sistema digital de mamografia DR.....	41
Figura 2.17 – Desenho esquemático de uma câmara de ionização.....	52
Figura 3.1 – Equipamento de Raios X Pantak/Seifert do LCI.....	56
Figura 3.2 – Painel de controle do equipamento Pantak/Seifert do LCI.....	57
Figura 3.3 – Fonte de controle PTW: Blindagem (a); Fonte de $^{90}\text{Sr} + ^{90}\text{Y}$ (b)....	58
Figura 3.4 – Mamógrafo Mammomat 3000 Nova, da Policlínica Taboão.....	59
Figura 3.5 – Mamógrafo Selenia Dimensions do INRAD.....	60

Figura 3.6 – Equipamentos de Mamografia do Hospital Pérola Byington: (a) M-IV Lorad e (b) Mammomat 1000 Siemens.....	61
Figura 3.7 – Câmara de ionização RC6M, do LCI, utilizada como sistema padrão secundário.....	62
Figura 3.8 – Câmara de ionização de placas paralelas de dupla face (1A e 1G) desenvolvida no LCI.....	62
Figura 3.9 – Câmara de ionização de placas paralelas, com espessura de 2 cm (Câmara 2), desenvolvida no LCI.....	63
Figura 3.10 – Câmara de ionização de placas paralelas, com volume duplo de coleção de íons e face única (Câmara 3), desenvolvida no LCI.....	64
Figura 3.11 – Objetos simuladores de mama.....	64
Figura 3.12 – Eletrômetro PTW UNIDOS.....	65
Figura 4.1 – Arranjo experimental utilizado para teste de repetibilidade da resposta das câmaras de Ionização.....	68
Figura 4.2 – Estabilidade da resposta das Câmaras 1A, 1G. As linhas pontilhadas representam o limite recomendado de 2%.....	69
Figura 4.3 – Estabilidade da resposta da Câmara 2. As linhas pontilhadas representam o limite recomendado de 2%.....	69
Figura 4.4 – Estabilidade da resposta da Câmara 3. As linhas pontilhadas representam o limite recomendado.....	70
Figura 4.5 – Curva de saturação: Câmara 1A, com eletrodo coletor de alumínio.....	71
Figura 4.6 – Curva de saturação: Câmara 1G, com eletrodo coletor de grafite.....	72
Figura 4.7 – Curva de saturação: Câmara 2.....	72
Figura 4.8 – Curva de saturação: Câmara 3.....	73
Figura 4.9 – Linearidade da resposta das Câmaras 1A e 1G em feixes de raios X, com qualidade de mamografia WMV28.....	76
Figura 4.10 – Linearidade da resposta da Câmara 2 em feixes de raios X, com qualidade de mamografia WMV28.....	76
Figura 4.11 – Linearidade da resposta da Câmara 3 em feixes de raios X, com qualidade de mamografia WMV28.....	77

Figura 4.12 – Dependência angular da resposta da Câmara 1A em feixes de raios X com qualidade de mamografia WMV28.....	78
Figura 4.13 – Dependência angular da resposta da Câmara 1G em feixes de raios X com qualidade de mamografia WMV28.....	78
Figura 4.14 – Dependência angular da resposta da Câmara 2 em feixes de raios X com qualidade de mamografia WMV28.....	79
Figura 4.15 – Dependência angular da resposta da Câmara 3 (d) em feixes de raios X com qualidade de mamografia WMV28.....	79
Figura 4.16 – Dependência energética da resposta das Câmaras 1A e 1G para as qualidades de radiação WMV; as respostas foram normalizadas para a qualidade WMV28.....	83
Figura 4.17 – Dependência energética da resposta da Câmara 2 para as qualidades de radiação WMV; as respostas foram normalizadas para a qualidade de radiação WMV28.....	83
Figura 4.18 – Dependência energética da resposta da Câmara 3 para as qualidades de radiação WMV; as respostas foram normalizadas para a qualidade de radiação WMV28.....	84
Figura 4.19 – Dependência energética da resposta das Câmaras 1A e 1G para as qualidades de radiação WMH; as respostas foram normalizadas para a qualidade de radiação WMH28.....	85
Figura 4.20 – Dependência energética da resposta da 2 para as qualidades de radiação WMH; as respostas foram normalizadas para a qualidade de radiação WMH28.....	85
Figura 4.21 – Dependência energética da resposta da Câmara 3 para as qualidades de radiação WMH; as respostas foram normalizadas para a qualidade de radiação WMH28.....	86
Figura 4.22 – Dependência energética da resposta das Câmaras 1A e 1G para as qualidades de radiação WAV; as respostas foram normalizadas para a qualidade de radiação WAV28.....	89
Figura 4.23 – Dependência energética da resposta da Câmara 2 para as qualidades de radiação WAV; as respostas foram normalizadas para a qualidade de radiação WAV28.....	89
Figura 4.24 – Dependência energética da resposta da Câmara 3 para as qualidades de radiação WAV; as respostas foram normalizadas para a qualidade de radiação WAV28.....	90

Figura 4.25 – Dependência energética da resposta das Câmaras 1A e 1G para as qualidades de radiação WAH; as respostas foram normalizadas para a qualidade de radiação WAH28.....	91
Figura 4.26 – Dependência energética da resposta da Câmara 2 para as qualidades de radiação WAH; as respostas foram normalizadas para a qualidade de radiação WAH28.....	91
Figura 4.27 – Dependência energética da resposta da Câmara 3 para as qualidades de radiação WAH; as respostas foram normalizadas para a qualidade de radiação WAH28.....	92
Figura 4.28 – Curva Tandem das Câmaras 1A e 1G para as qualidades de radiação WMV.....	95
Figura 4.29 – Curva Tandem das Câmaras 1A e 1G para as qualidades de radiação WMH.....	96
Figura 4.30 – Curva Tandem das Câmaras 1A e 1G para as qualidades de radiação WAV.....	96
Figura 4.31 – Curva Tandem das Câmaras 1A e 1G para as qualidades de radiação WAH.....	97
Figura 4.32 – Exemplo do arranjo experimental que foi utilizado para as medições realizadas nos mamógrafos.....	98

LISTA DE TABELAS

Tabela 2.1 –	Materiais utilizados pelos sistemas de formação da imagem.....	38
Tabela 3.1 –	Características dos feixes de mamografia estabelecidos no LCI com filtração adicional de molibdênio.....	57
Tabela 3.2 –	Características dos feixes de mamografia estabelecidos no LCI com filtração adicional de alumínio.....	58
Tabela 4.1–	Repetibilidade da resposta (%) das Câmaras de Ionização 1A, 1G, 2 e 3.....	68
Tabela 4.2 –	Eficiência de coleção de íons (%) das Câmaras 1A, 1G, 2 e 3.....	74
Tabela 4.3 –	Valores de efeito de polaridade das Câmaras 1A e 1G, 2 e 3.....	75
Tabela 4.4 –	Coeficientes de calibração das Câmaras 1A e 1G para feixes de raios X diretos e atenuados, nas qualidades WMV e WMH.....	81
Tabela 4.5 –	Coeficientes de calibração das Câmaras 2 e 3 para feixes de raios X diretos e atenuados, nas qualidades WMV e WMH.....	82
Tabela 4.6 –	Coeficientes de calibração das Câmaras 1A e 1G para feixes de raios X diretos e atenuados, nas qualidades WAV e WAH.....	87
Tabela 4.7 –	Coeficientes de calibração das Câmaras 2 e 3 para feixes de raios X diretos e atenuados nas qualidades WAV e WAH.....	88
Tabela 4.8 –	Fatores Tandem da Câmara 1 (1A e 1G) nas qualidades de radiação WMV e WMH.....	94
Tabela 4.9 –	Fatores Tandem da Câmara 1 (1A e 1G) nas qualidades de radiação WAV e WAH.....	94
Tabela 4.10 –	Primeiro teste de repetibilidade da taxa de kerma no ar (%) obtida com as Câmaras 1A, 1G, 2 e 3, no equipamento Mammomat 3000 Nova, da Policlínica Taboão.....	100
Tabela 4.11 –	Segundo teste de repetibilidade da taxa de kerma no ar (%) obtida com as Câmaras 1A, 1G, 2 e 3, no equipamento Mammomat 3000 Nova da Policlínica Taboão.....	101
Tabela 4.12 –	Repetibilidade da taxa de kerma no ar (%) obtida com a Câmara 2 no mamógrafo Selenia Dimensions do INRAD, na combinação alvo/filtro W/Rh e W/Ag.....	103

Tabela 4.13 – Repetibilidade da taxa de kerma no ar (%) obtida com a Câmara 2 em feixes com qualidades de radiação padrões de mamografia na função tomossíntese com a combinação alvo/filtro W/AI.....	104
Tabela 4.14 – Repetibilidade da taxa de kerma no ar (%) obtida com as Câmaras 1A, 1G e 2, no equipamento Mammomat 1000 do Hospital Pérola Byington na combinação Mo/Mo.....	106
Tabela 4.15 – Repetibilidade da taxa de kerma no ar (%) obtida com as Câmaras 1A, 1G e 2, no equipamento Mammomat 1000 do Hospital Pérola Byington na combinação Mo/Rh.....	107
Tabela 4.16 – Repetibilidade da taxa de kerma no ar (%) obtida com as Câmaras 1A, 1G e 2, com qualidades de radiação padrões de mamografia no equipamento Lorad M-IV na combinação anodo/filtro Mo/Mo.....	108
Tabela 4.17 – Repetibilidade da taxa de kerma no ar (%) obtida com as Câmaras 1A, 1G e 2, com qualidades de radiação padrões de mamografia no equipamento Lorad M-IV na combinação anodo/filtro Mo/Rh.....	109
Tabela 4.18 – Linearidade da taxa de kerma no ar (%) obtida com as Câmaras 1A, 1G, 2 e 3, nas tensões de 25 kV e 28 kV no equipamento Mammomat 3000 Nova da Policlínica, na combinação anodo/filtro Mo/Mo.....	111
Tabela 4.19 – Linearidade da taxa de kerma no ar (%) obtida com as Câmaras 1A, 1G, 2 e 3, nas tensões de 30 kV e 35 kV no equipamento Mammomat 3000 Nova da Policlínica, na combinação anodo/filtro Mo/Mo.....	111
Tabela 4.20 – Linearidade da taxa de kerma no ar (%) obtida com a Câmara 2 nas tensões de 25 kV e 28 kV na combinação alvo/filtro W/Rh e W/Ag, no mamógrafo Selenia Dimensions do INRAD.....	112
Tabela 4.21 – Linearidade da taxa de kerma no ar (%) obtida com a Câmara 2 nas tensões de 30 kV e 35 kV na combinação alvo/filtro W/Rh e W/Ag, no mamógrafo Selenia Dimensions do INRAD.....	112
Tabela 4.22 – Linearidade da taxa de kerma no ar (%) obtida com a Câmara 2 nas tensões de 25 kV, 28 kV, 30 kV e 35 kV na combinação	

alvo/filtro W/AI, no mamógrafo Selenia Dimensions do INRAD na função Tomossíntese.....	113
Tabela 4.23 – Linearidade da taxa de kerma no ar (%) obtida com as Câmaras 1A, 1G e 2, nas tensões de 25 kV e 28 kV no equipamento Mammomat 1000 do Hospital Pérola Byington na combinação Mo/Mo.....	114
Tabela 4.24 – Linearidade da taxa de kerma no ar (%) obtida com as Câmaras 1A, 1G e 2, nas tensões de 30 kV e 35 kV no equipamento Mammomat 1000 do Hospital Pérola Byington na combinação Mo/Mo.....	114
Tabela 4.25 – Linearidade da taxa de kerma no ar (%) obtida com as Câmaras 1A, 1G e 2, nas tensões de 25 kV e 28 kV no equipamento Mammomat 1000 do Hospital Pérola Byington na combinação Mo/Rh.....	115
Tabela 4.26 – Linearidade da taxa de kerma no ar (%) obtida com as Câmaras 1A, 1G e 2, nas tensões de 30 kV e 35 kV no equipamento Mammomat 1000 do Hospital Pérola Byington na combinação Mo/Rh.....	115
Tabela 4.27 – Linearidade da taxa de kerma no ar (%) obtida com as Câmaras 1A, 1G e 2, nas tensões de 25 kV e 28 kV no equipamento Lorad M-IV do Hospital Pérola Byington na combinação Mo/Mo.....	116
Tabela 4.28 – Linearidade da taxa de kerma no ar (%) obtida com as Câmaras 1A, 1G e 2, nas tensões de 30 kV e 35 kV no equipamento Lorad M-IV do Hospital Pérola Byington na combinação Mo/Mo...	116
Tabela 4.29 – Linearidade da taxa de kerma no ar (%) obtida com as Câmaras 1A, 1G e 2, na tensão de 28 kV no equipamento Lorad M-IV do Hospital Pérola Byington na combinação Mo/Rh.....	117
Tabela 4.30 – Linearidade da taxa de kerma no ar (%) obtida com as Câmaras 1A, 1G e 2, nas tensões de 30 kV e 35 kV no equipamento Lorad M-IV do Hospital Pérola Byington na combinação Mo/Rh.....	117
Tabela 4.31 – Fatores tandem para as Câmaras de ionização 1A e 1G no equipamento Mammomat 3000 Nova da Policlínica Taboão.....	119
Tabela 4.32 – Fatores tandem para as Câmaras de ionização 1A e 1G no equipamento Mammomat 1000 e Lorad M-IV do Hospital Pérola Byington.....	120

1. INTRODUÇÃO

1.1 Câncer

O câncer é uma doença caracterizada pelo crescimento anormal, acelerado e desordenado das células. Essa doença é altamente invasiva capaz de atingir órgãos e tecidos, eventualmente espalhando-se para outras regiões do corpo, causando as chamadas metástases. Há mais de 100 tipos de câncer já conhecidos pela medicina e suas causas podem ser tanto internas (como predisposição genética), externas (hábitos de vida) ou ainda a combinação de ambas (INCA, 2014).

1.1.1 Câncer de Mama

O câncer de mama é o segundo tipo de doença que mais afeta as mulheres no mundo, contribuindo significativamente para elevar a taxa de mortalidade feminina (INCA, 2015). Segundo dados do Instituto Nacional do Câncer (INCA), em 2014 a estimativa era de 57.120 novos casos. Com isso, várias ações públicas de saúde vêm sendo desenvolvidas desde os anos 80, com a finalidade de diminuir a taxa de mortalidade pela doença, onde se preconiza que a mulher assintomática faça um exame de mamografia a cada 2 anos a partir de 50 anos (WHO, 2007). Como o número de mulheres diagnosticadas com câncer de mama só aumenta, a detecção precoce da

doença é a melhor solução para tratamentos minimamente invasivos, com melhor prognóstico e uma grande possibilidade de cura (INCA, 2015).

O câncer de mama é o mais temido entre as mulheres, não só pelo medo da doença em si e seus efeitos, mas também pelos tratamentos aos quais a paciente tem que se submeter caso o diagnóstico seja confirmado. O medo maior é o da “mutilação” caso a paciente tenha que remover a mama em casos onde não há outra solução viável. Para as mulheres, a mama representa não só a sua feminilidade, mas também o alimento da vida, pois é amamentando que ela alimenta seus filhos, e, de certa forma, perder a mama pode causar danos psicológicos.

Embora seja uma doença tratável e de prognóstico favorável, as mortes por câncer de mama continuam com altos índices, muito provavelmente devido à doença só ser diagnosticada em estágios avançados.

1.2 A Mamografia

A mamografia é o exame radiológico das mamas. Atualmente é o método que tem se mostrado mais confiável e de custo relativamente baixo na detecção precoce do câncer de mama (KHOURY et al., 2005), onde lesões milimétricas mostradas nas imagens radiográficas podem indicar uma necessidade de exames complementares para a confirmação ou não do diagnóstico e seu posterior tratamento. É realizada num equipamento específico para este exame, o Mamógrafo, que utiliza raios X para a produção das imagens.

No Brasil, o Ministério da Saúde recomenda que todas as mulheres com idade entre 50 e 69 anos, e que não fazem parte do grupo de risco, realizem um exame de mamografia a cada 2 anos, e ainda o exame clínico das mamas anualmente para mulheres entre 40 e 49 anos. Aquelas que pertencem ao grupo de risco (com histórico familiar de parentes de primeiro grau com câncer de mama) devem iniciar o exame clínico antes, aos 35 anos, ou conforme critério médico, e sempre que este julgar necessário, realizar também o exame de mamografia (INCA, 2015).

Para que as microlesões possam ser detectadas, é necessária uma imagem de boa qualidade capaz de permitir ao médico visualizar essas microlesões só detectáveis por meio desse exame. Uma imagem de má qualidade pode resultar num resultado falso-positivo ou falso-negativo, causando prejuízos ao prognóstico da doença.

Para se obter uma boa imagem, é necessária a implantação de um programa eficiente de controle de qualidade dos equipamentos utilizados para o exame de mamografia (Mamógrafos), nos feixes empregados, além da calibração dos equipamentos utilizados, atendendo às normas da Portaria 453/98 (MS, 1998), utilizando uma radiação com intensidade tão baixa quanto possível sem perder a qualidade na imagem (DANCE et al, 1999; PEIXOTO e ALMEIDA, 2001). Como este exame é realizado em um grande número de mulheres inclusive assintomáticas, é necessário que ele seja realizado dentro de um nível bastante reduzido de risco e compatível com uma imagem de boa qualidade.

Um estudo anterior (FURQUIM, 2005) mostrou a importância da qualidade da imagem mamográfica. Foram avaliados 50 estabelecimentos no estado de São Paulo, verificando que o contraste na imagem estava abaixo dos níveis requeridos pelos fabricantes dos objetos simuladores, enquanto que a resolução de alto contraste dos sistemas apresentou os valores esperados de pares de linha por milímetro.

Para que se possa criar uma padronização na qualidade da imagem em mamografia, o Ministério da Saúde instituiu pela Portaria 531/2012 o Programa Nacional de Qualidade em Mamografia – PNQM (MS, 2012), que estabeleceu mecanismos para o monitoramento do controle de qualidade em serviços de diagnóstico por imagem na modalidade de mamografia, da rede pública (própria ou conveniada) e privada em todo o país.

Esse controle de qualidade exige que a radiação utilizada seja mensurada. Um instrumento muito utilizado para medição de radiação ionizante é a câmara de ionização, que consiste em um instrumento com uma cavidade preenchida por gás armazenado dentro de um recipiente condutor possuindo ainda um eletrodo coletor (KNOLL, 1989). Ao ser atingido pelo feixe de radiação, esse gás é ionizado, fornecendo uma corrente de ionização relacionada com a taxa de kerma no ar (ou taxa de dose absorvida).

As câmaras de ionização mais comuns e mais utilizadas são as de placas paralelas e as cilíndricas, com algumas variações (DeWERD e WAGNER, 1999).

As características dos detectores de radiação utilizados para realizar a dosimetria no controle de qualidade dos raios X empregados em mamografia são estabelecidas pela norma IEC 61674 (IEC,1997).

Os documentos da Associação Americana de Físicos na Medicina - AAPM (WAGNER et al., 1992) e da Agência Internacional de Energia Atômica (IAEA, 2007) recomendam quais devem ser os procedimentos de calibração a serem adotados tanto para a câmara de ionização quanto para os feixes de raios X utilizados e as medidas dosimétricas de interesse com as variações aceitáveis para a prática clínica em mamografia.

Existem alguns modelos de câmaras de ionização disponíveis comercialmente para aplicações em mamografia; dentre elas, uma utilizada como sistema padrão é a RADCAL 10X5-6M de volume sensível nominal de $6,0 \text{ cm}^3$ (RADCAL, 2008), recomendada como referência pelo laboratório de calibração da Agência Internacional de Energia Atômica (IAEA) em feixes de raios X atenuados e não atenuados (IAEA, 2008), mostrando que sua resposta final não sofre influência do material do tubo ou da filtração do sistema de raios X.

GUERRA (2001) mostrou, em seu trabalho relacionado à dosimetria de feixes de radiação utilizados em exames de mamografia, que a câmara de ionização, quando calibrada de forma específica na faixa de energia empregada em mamógrafos, apresenta bom desempenho nos testes de repetibilidade, reprodutibilidade e fuga de corrente.

Recentemente, foram desenvolvidas no Laboratório de Calibração de Instrumentos (LCI), três câmaras de ionização específicas de placas paralelas

com volume sensível de $6,0 \text{ cm}^3$ para serem utilizadas em programas de controle de qualidade de mamografia (SILVA, 2013): Uma câmara de ionização de dupla face, composta por duas câmaras, sendo uma com eletrodo coletor de grafite e outra com eletrodo coletor de alumínio, em sistema Tanden (SILVA, 2011); uma outra câmara de ionização com espessura de 2 cm, adequada para medições em mamas pequenas; a terceira câmara com um volume duplo de coleção de íons e face única, evitando assim os efeitos de polaridade nos testes de estabilidade de resposta.

O objetivo deste trabalho foi estudar o comportamento das três câmaras desenvolvidas no LCI do IPEN, que foram calibradas em relação à câmara de ionização comercial do tipo padrão, existente no LCI, e utilizá-las como padrões de trabalho em feixes de radiação de mamógrafos clínicos convencionais e digitais, além de testá-las como sistema Tandem para a calibração de equipamentos mamográficos.

2. FUNDAMENTOS TEÓRICOS

Os raios X, descobertos em 1895 por Conrad Willam Röntgen, representaram uma grande conquista para a humanidade. Ao estudar os raios catódicos num tubo fechado a vácuo, denominado tubo de Crookes, ele observou um comportamento diferente dos antes estudados raios catódicos e denominou esse raio como “X”. Muitos estudos foram realizados para descobrir características, propriedades e finalidades para os raios X; dentre as aplicações pode-se destacar o seu uso na medicina.

Nesta área, os raios X podem ser utilizados para produzir imagens diagnósticas, o que proporcionou um avanço muito grande, pois permitiu a visão de imagens internas do corpo humano, o que antes só era possível com cirurgias.

2.1 O Tubo de Raios X

Os raios X são produzidos dentro de uma ampola de vidro, fechada a vácuo, onde estão o catodo que possui um filamento de tungstênio em forma de espiral e o anodo que possui um alvo cujo material pode variar de acordo com a aplicação desejada (tungstênio, molibdênio ou ródio), que possuem número atômico e ponto de fusão altos (BUSHONG, 2010). Quando submetido a uma alta tensão, o filamento do catodo (parte negativa) aquece e libera

elétrons em alta velocidade (efeito termoiônico), que são atraídos pelo anodo (parte positiva) por meio da diferença de potencial.

Quando os elétrons se chocam com o anodo, ionizam o material do alvo, emitindo fótons de raios X em todas as direções, sendo que apenas 1% da energia dos elétrons é transformada em fótons de raios X e o restante é convertido em calor (DENDY & HEATON, 1999). A ampola é blindada por uma estrutura de chumbo com uma janela, por onde os fótons de raios X passam, formando um feixe primário útil.

Para a produção de raios X, é aplicada uma tensão (kV) que gera uma corrente elétrica (mA) durante um certo intervalo de tempo (s), que pode variar de acordo com a região a ser estudada (BUSHONG, 2010).

Figura 2.1: Representação de uma ampola de raios X

Fonte - TÉCNICO, 2015a

2.1.1 A Produção de Raios X

Os fótons de raios X podem ser produzidos de duas formas, radiação de freamento (Bremsstrahlung) e radiação característica.

2.1.1.1 Raios X de Bremsstrahlung ou Raios X de Freamento

Os raios X de freamento ocorrem quando um elétron que passa muito perto do núcleo de um material sofre uma mudança de direção e com isso ocorre uma desaceleração. Para compensar essa desaceleração devido à perda da sua energia cinética, o elétron libera fótons de raios X (BUSHONG, 2010), conforme mostrado na Figura 2.2.

Figura 2.2 : Ilustração dos raios X de Bremsstrahlung

Fonte - BUSHONG, 2010

2.1.1.2 Raios X Característicos

Os raios X característicos são o resultado da interação do elétron do catodo com um elétron do anodo, arrancando um elétron e deixando uma vaga na camada eletrônica. Essa vaga pode ser ocupada por um elétron de uma camada mais externa, e quando isso ocorre, o elétron libera parte da sua energia cinética em forma de fóton de raios X (BUSHONG, 2010), conforme mostrado na Figura 2.3.

Figura 2.3: Ilustração dos raios X característicos

Fonte - BUSHONG, 2010

2.2 A Mamografia

A mamografia é o exame de diagnóstico por imagem da mama, realizado no mamógrafo, que utiliza raios X para a formação da imagem. O mamógrafo é um equipamento específico para a realização deste exame e seu principal objetivo é detectar células cancerígenas antes mesmo que elas possam apresentar algum sinal ou sintoma.

A mamografia de rastreamento é realizada em mulheres assintomáticas com a finalidade de detectar microcalcificações, que são lesões milimétricas, onde podem ser encontradas células cancerígenas. Essas microcalcificações, quando detectadas precocemente, sugerem tratamentos menos invasivos e o prognóstico da doença se torna mais favorável e com grandes chances de cura (KHOURY, et. al, 2005).

2.2.1 Desenvolvimento dos Equipamentos Mamográficos

Os primeiros registros de mamografia da história remetem à data de 1913, quando o médico alemão Dr. Albert Salomon, por meio de suas pesquisas, realizou radiografias de 3000 mamas retiradas por meio de mastectomia (cirurgia para retirada total da mama), nas quais encontrou micro calcificações em grande parte; e desde então começou a estudar uma forma de realizar esse exame em mulheres, sem que estas tivessem que passar pelo procedimento cirúrgico (PEREIRA, 2007).

A partir disso, começou a desenvolver, juntamente com Dr. Robert Egan, um equipamento específico para realizar o exame radiológico das mamas. O médico uruguaio Raul Leborne descobriu que, ao fazer a compressão da mama, poderia se obter maior definição e qualidade na imagem e foi em 1965 com colaborações de Dr. Robert Egan e do Prof. Charles Gros, que surgiu o protótipo do equipamento de diagnóstico por imagem dedicado exclusivamente às mamas (PEREIRA, 2007). Ele consistia num tripé com uma câmera fotográfica e um dispositivo cônico para promover a compressão da mama, conforme mostra a Figura 2.4.

Figura 2.4: Primeiro equipamento projetado especificamente para aquisição de imagens da mama.

Fonte – AGMONT, 2015

Este protótipo serviu de base para que em 1967 a empresa GE desenvolvesse o equipamento comercial para realização de mamografia, o GE Senographe® I, conforme se pode visualizar nas Figuras 2.5 e 2.6.

Figura 2.5: Figura esquemática do mamógrafo Senographe da GE.

Fonte - BASSET et al, 2000

Figura 2.6: Foto do equipamento Senographe da GE.

Fonte - BASSET et al, 2000

2.2.2 Componentes dos Mamógrafos

- Braço em “C” – é a parte principal do mamógrafo onde se encontram vários componentes como: *bucky*, compressor de mamas e ampola de raios X. O braço em “C” movimenta-se em 180° para o lado direito e 90° para o lado esquerdo, permitindo assim vários posicionamentos e incidências mamográficas;
- Ampola de raios X – encontra-se na parte superior do braço em “C”, é constituída de uma ampola fechada a vácuo e em seu interior possui o sistema gerador de raios X (catodo e anodo); esta ampola é envolvida por um óleo que serve como isolante térmico para a ampola.

- *Bucky* – é a mesa de suporte para a mama, e também o local onde se encontra a grade antidifusora que tem a função de atenuar os feixes de radiação espalhada que não contribuem para a formação da imagem. É no *bucky* também que é colocado o *chassi* ou cassete.
- Placa de compressão da mama - é um componente muito importante para a realização da mamografia, confeccionado em material acrílico transparente; tem a função de diminuir a espessura da mama, uniformizando o tecido mamário, diminuindo assim a quantidade de radiação necessária para a realização do exame, além de manter a mama imóvel.
- Controle automático e exposição (CAE) – é uma fotocélula, localizada abaixo do *bucky* e deve ser selecionado de acordo com o tamanho da mama. Sua função é controlar a radiação e otimizar a qualidade da imagem, possibilitando que o feixe de raios X atinja todas as estruturas do tecido mamário.

Nas Figuras 2.7, 2.8, 2.9 e 2.10, pode-se ver os componentes de um mamógrafo e seus acessórios.

Figura 2.7 – Ilustração de um mamógrafo e seus componentes

Fonte – MEDWOW, 2014

Painel de controle e vidro plumbífero para proteção do operador

Figura 2.8 – Ilustração da blindagem e painel de controle do mamógrafo

Fonte – MEDWOW, 2014

Bucky

Placa de Compressão

Figura 2.9 – Componentes do mamógrafo da mama

Fonte – MEDWOW, 2014

Colocação do Chassi no *Bucky*

**Compressor
Localizado (SPOT)**

Figura 2.10 – Componentes do mamógrafo

Fonte – MEDWOW, 2014

2.2.3 Funcionamento dos Mamógrafos

No mamógrafo utiliza-se uma combinação de parâmetros técnicos diferentes daqueles usados para a obtenção de radiografias, sendo baixa tensão (kV) e alta corrente (mA) devido à mama ser constituída basicamente de tecido glandular e de gordura.

Os mamógrafos existentes atualmente operam com alvo de Molibdênio (Mo) ou de Ródio (Rh), e com a combinação de filtros dos mesmos materiais. Sendo assim, tem-se a combinação alvo/filtro Mo/Mo para mamas pequenas utilizando baixa voltagem, as combinações Mo/Rh e Rh/Rh, geralmente utilizadas para mamas grandes, espessas e densas ou para a técnica de estereotaxia, que é a realização de biópsia guiada por mamografia. Encontra-se também equipamentos que operam na função mamógrafo e tomossíntese; neste caso, apresentam alvo de Tungstênio (W) e filtros de Rodio (Rh) ou Prata (Ag) para a função de mamógrafo, e filtro de Alumínio (Al) para a função tomossíntese.

O ponto focal é outro parâmetro importante a ser considerado em mamografia, devido à necessidade de se obter uma melhor qualidade na imagem com alto contraste e resolução espacial; para isso, utiliza-se foco fino (0,1 x 0,1) mm ou foco grosso (0,3 x 0,3) mm. O foco grosso opera com corrente de 100 mA e o foco fino com corrente de 25 mA. As incidências da mama geralmente são realizadas com a utilização do foco grosso, sendo o foco fino utilizado para incidências complementares, como magnificação e incidências localizadas, por se tratarem apenas de uma área específica da mama.

Os raios X preferencialmente utilizados em mamografia são os característicos; para o Mo, a radiação característica ocorre entre 17,5 keV e 19,6 keV, ideais para mamas pequenas e médias, e entre 20,2 keV e 22,7 keV para o Rh, ideais para mamas maiores e mais densas. Estes valores são considerados ideais para produzir uma imagem de boa qualidade, utilizando o princípio de otimização da radioproteção ALARA¹ (*As Low As Reasonably Achievable*) ou seja *Tão Baixo Quanto Razoavelmente Exequível* (MS, 1998), onde são utilizadas doses baixas de radiação sem que haja prejuízo para a qualidade da imagem.

Para o procedimento de mamografia, a paciente é posicionada na frente do mamógrafo, sua mama é colocada em cima do suporte enquanto a técnica abaixa o compressor (equipamento utilizado para manter a mama imóvel e diminuir a espessura da mama, reduzindo a quantidade de radiação necessária para a realização do exame). Na Figura 2.11 pode-se visualizar um mamógrafo Mammomat 3000 Nova da marca Siemens.

Nos exames de rotina/rastreamento, o procedimento é realizado em 4 posições, sendo 2 de cada mama, e o exame é avaliado e posteriormente laudado por um médico radiologista especializado em mamas.

¹ O princípio de otimização estabelece que as instalações e as práticas devem ser planejadas, implantadas e executadas de modo que a magnitude das doses individuais, o número de pessoas expostas e a probabilidade de exposições acidentais sejam tão baixos quanto razoavelmente exequíveis, levando-se em conta fatores sociais e econômicos, além das restrições de dose aplicáveis.

Figura 2.11: Foto do Mamógrafo 3000 Nova, Siemens

Fonte – MEDWOW, 2015

A tomossíntese mamária é uma evolução da mamografia digital, que permite obter imagens sequencias anguladas, cobrindo assim uma maior área de rastreamento da mama. Este equipamento é capaz de obter imagens que variam de $-7,5^\circ$ a $+7,5^\circ$. A ampola de raios X movimenta-se fornecendo imagens da mama que posteriormente será reconstruída por sistemas computacionais, semelhante à tomografia computadorizada, conforme mostra a Figura 2.12.

Figura 2.12: Figura esquemática do funcionamento de uma tomossíntese mamária

Fonte: RADIOINMAMA, 2015

Os mamógrafos existentes atualmente diferem no sistema de formação da imagem, onde se pode encontrar os sistemas convencional, digital CR e digital DR. Pode-se observar os materiais utilizados em cada um deles para recepção da imagem, na Tabela 2.1. Os equipamentos convencionais e digital CR são iguais; a diferença está na forma com que a imagem é formada e processada; o equipamento digital DR possui um receptor de imagem que converte a imagem latente em imagem digital e a envia diretamente para o monitor poucos segundos após a realização do exame.

Tabela 2.1 – Materiais utilizados pelos sistemas de formação da imagem

EQUIPAMENTOS DE RAIOS X	MATERIAIS UTILIZADOS
CONVENCIONAL	Óxido de Sulfeto de Gadolínio, em forma de cristais de Haleto
DIGITAL – CR	Cristais de Brometo de Bário
DIGITAL – DR	Iodeto de Césio; Selênio amorfo

Nos mamógrafos convencionais, não há possibilidade de alteração na imagem obtida; as imagens obtidas por tecnologias digitais são mais vantajosas por permitirem o pós-processamento e arquivamento das imagens, além de eliminarem os processos químicos, que tanto agredem o meio ambiente.

2.2.3.1 Mamógrafo Convencional

No sistema convencional, a formação da imagem ocorre por meio de telas intensificadoras, o sistema écran-filme, onde o filme se encontra dentro do chassi, em contato com o écran formado por Óxido de Sulfeto de Gadolínio em forma de cristais de Haleto de um dos lados. A radiação que atravessa a mama da paciente atinge o chassi, que promoverá uma radiação luminosa com intensidade proporcional à radiação incidente para impressionar o filme (Figura 2.13). Posteriormente, o filme é revelado na câmara escura, onde é

devidamente identificado e inserido na processadora, onde passará pelo processo de revelação, fixação, lavagem e secagem.

Figura 2.13 –Imagem de um chassi aberto com filme (b)

Fonte - TÉCNICO, 2015b

O sistema convencional apresenta algumas limitações e desvantagens frente aos sistemas digitais, como por exemplo processamento lento e a dificuldade de padronização da imagem; além disso, há possibilidade de apresentação de artefatos nas imagens.

2.2.3.2 Mamógrafo Digital CR

No sistema digital CR, conhecido como Radiologia Computadorizada, a imagem é obtida no equipamento convencional, porém o chassi dá lugar ao cassete, que em seu interior tem uma placa de fósforo foto-estimulável. Após a radiação atravessar a mama da paciente, ela atinge o cassete e o *Image Plate* (IP): Figura 2.14. Posteriormente, este cassete é inserido numa máquina digitalizadora, que realiza a leitura dos dados contidos no IP, enviando-a para o monitor; em seguida, uma radiação laser encarrega-se de apagar os dados

contidos no IP (para que este possa ser reutilizado), conforme mostra a Figura 2.15. Com isso, a tecnologia CR tem custo inferior à tecnologia DR.

Figura 2.14 - Imagem de um cassete da empresa AGFA e o Image Plate (IP)

Fonte: AGFA, 2015

Figura 2.15 – Imagem esquemática de uma digitalizadora do sistema digital de mamografia CR

Fonte – Tecnologia, 2015

2.2.3.3 Mamógrafo Digital DR

No sistema digital DR não existe chassi nem cassete; nesta tecnologia utiliza-se uma placa de detecção de imagem, que se encontra ao longo de toda a mesa de exame, sendo desnecessário o uso de qualquer outro aparato para captação da imagem. Após a radiação atravessar a mama da paciente, ela atinge o detector que converte a radiação recebida em sinais elétricos, enviando a imagem para um monitor: Figura 2.16

Figura 2.16 – Esquema de aquisição de imagem no sistema digital de mamografia DR.

Fonte - TÉCNICO, 2015c

2.2.4 Modos de Operação dos Aparelhos

Os mamógrafos têm 3 modos de operação:

- Automático – o aparelho seleciona os parâmetros técnicos tensão (kV) e produto corrente tempo (mAs) a partir da espessura da mama após a compressão;
- Semi-automático – a técnica em radiologia seleciona o valor da tensão (kV) de acordo com a espessura da mama após a compressão e o aparelho calcula automaticamente o valor do produto corrente-tempo (mAs);
- Manual – a técnica seleciona os valores de tensão (kV) e produto corrente-tempo (mAs).

2.2.5 Qualidade da Imagem em Mamografia

A qualidade da imagem em mamografia é muito importante, pois uma imagem que não tenha qualidade satisfatória pode levar a falhas no resultado do exame, acarretando resultados falso-positivos ou falso-negativos. Por esse motivo, o controle de qualidade nos equipamentos mamográficos é tão importante para se minimizar falhas no processo de diagnóstico da paciente (OLIVEIRA, 2006).

2.2.6 Controle de Qualidade em Mamógrafos

Segundo as recomendações da norma IEC 61223-1 (IEC, 1993), o controle de qualidade deve ser de ações planejadas constantes para se garantir a confiança adequada do serviço. Para isso, é necessário implementar um programa de garantia de qualidade com instruções detalhadas nas quais os equipamentos passam por testes para assegurar a segurança e confiabilidade do serviço, atendendo às exigências da Portaria 453 (MS, 1998). Estes testes devem conter ensaios para se verificar se os parâmetros de desempenho funcional do equipamento bem como dos seus componentes são constantes, atendendo ao princípio ALARA de radioproteção, oferecendo uma imagem de qualidade capaz de possibilitar a visualização do máximo de estruturas internas da mama com a utilização da menor dose possível, e garantindo que não haja exposição desnecessária à paciente (WILLIAMS et al, 2008).

Ao se instalar um equipamento novo, é necessário fazer o teste de aceitação, para verificar a qualidade do feixe e o estado funcional do equipamento; estes testes devem ser repetidos sempre que houver uma grande mudança no equipamento (FURQUIM, 2005).

Os testes de reprodutibilidade e repetibilidade da tensão de aceleração de elétrons (kV) têm como objetivo verificar se a tensão selecionada é a mesma que está sendo aplicada no exame. Outro parâmetro importante a ser verificado é o tempo de exposição, que não deve ser longo e nem acima do previsto para não expor a paciente desnecessariamente à radiação e nem causar o enegrecimento da imagem.

Por meio de medições do kerma no ar (K), pode-se determinar o rendimento do tubo de raios X; com isso consegue-se saber se o kerma medido está adequado para se obter uma boa qualidade na imagem (ALCÂNTARA, 2009).

Outros testes importantes para o controle de qualidade dos mamógrafos são linearidade e reprodutibilidade da taxa de kerma no ar (K), pois por meio deles é possível verificar se com o aumento do produto corrente-tempo (mAs), mantendo-se a mesma tensão, consegue-se obter um aumento linear do kerma no ar, e se estes valores são reprodutíveis (FURQUIM, 2005).

O compressor é um equipamento de fundamental importância para a qualidade da imagem em mamografia, sendo ele o responsável por diminuir a espessura da mama e, por consequência, diminuir a quantidade de radiação necessária para a realização do exame, além de manter a mama imóvel e espalhar melhor o tecido uniformizando-o. Sendo assim, é necessário que este equipamento também passe por um processo de controle em seu mecanismo, evitando que a compressão excessiva machuque a paciente, e que a falta de compressão atrapalhe a qualidade da imagem

2.2.6.1 Dose de Entrada na Pele

Devido à dificuldade de se determinar o valor exato da dose de entrada na pele, existem alguns parâmetros que devem ser controlados para que a dose não ultrapasse os limites pré-estabelecidos, evitando assim exposição

desnecessária à radiação. Sendo assim, a dose de entrada na pele pode ser estimada por alguns métodos apresentados a seguir.

2.2.6.1.1 Método do Guia da Agência de Vigilância Sanitária (ANVISA)

A Agência de Vigilância Sanitária (ANVISA) criou um guia chamado “Radiodiagnóstico Médico: Segurança e Desempenho de Equipamentos” (MS, 2005) onde descreve os procedimentos e os testes que devem ser realizados para o controle de qualidade de equipamentos de radiodiagnóstico médico. Dentre eles incluiu a estimativa de dose de entrada na pele, que deve ser realizada com uma frequência anual e pode ser obtida por meio da equação:

$$D = K_{ar} \cdot k_{p,T} \cdot f_c \cdot BSF$$

onde:

K_{ar} = kerma no ar

$k_{p,T}$ = fator de correção para as condições de referência de temperatura e pressão

f_c = fator de calibração da câmara de ionização

BSF = fator de retro-espalhamento

Os resultados obtidos por meio desta equação devem ser iguais ou menores que 10 mGy, considerando uma mama com espessura de 4,5 cm após a compressão.

2.2.6.1.2 Método do Guia do *American College of Radiology*

O *American College of Radiology* (ACR) elaborou um manual a fim de descrever os procedimentos para a realização do controle de qualidade em mamografia. Neste manual “Mammography Quality Control Manual” (ACR, 1999), também é apresentada uma equação pela qual se pode estimar a dose de entrada na pele:

$$D = K_{ar} \cdot k_{PT} \cdot f_c$$

Ela é uma equação muito parecida com a estabelecida pela ANVISA, sendo que, no guia da ACR, não há o fator de retro-espalhamento.

2.3 Fundamentos de Dosimetria

A dose à qual a paciente é submetida em mamografia é um fator importante a ser levado em consideração, uma vez que a sua medição possibilita avaliar o risco-benefício associado à realização do exame, além de possibilitar a comparação entre diferentes sistemas de aquisição de imagens e técnicas mamográficas e também verificar o desempenho dos mamógrafos frente ao cumprimento das normas de limitação de dose da radioproteção (COUTINHO, 2009).

Quando a radiação ionizante interage com os átomos da matéria, ela pode provocar a excitação e a ionização dos átomos contidos no alvo. Além dessas interações, forma também elétrons secundários. Conforme a radiação vai passando por um meio, estes vão causando mais fenômenos de excitação

e ionização. Esses eventos são os causados pela radiação na interação com o corpo humano e podem ser quantificados através da dosimetria (ATTIX, 2004).

Pode-se dizer então que a dosimetria é capaz de estimar a dose absorvida pelo organismo após a interação da radiação com a matéria.

A dosimetria das radiações fornece conhecimento em relação às radiações, objetivando quantificar o efeito que elas possam causar ao organismo humano.

2.3.1 Grandezas Dosimétricas

Os efeitos da radiação podem ser descritos por meio das grandezas dosimétricas; dentre elas as utilizadas neste trabalho são: kerma e dose absorvida.

As grandezas dosimétricas nada mais são do que grandezas físicas utilizadas para mensurar o fenômeno da ionização e foram definidas por órgãos internacionais como ICRU (ICRU, 1998) e ICRP (ICRP, 2007) que podem ser medidas por meio de detectores específicos.

2.3.1.1 Kerma e Kerma no Ar

A grandeza kerma pode ser definida como a soma das energias cinéticas de partículas carregadas (fótons e nêutrons) liberadas pela radiação ionizante

em um determinado meio e/ou material; foi definida no relatório 60 da ICRU (1998). É expressa por:

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm}$$

onde:

dE_{tr} = é a energia transferida dos fótons aos elétrons

dm = é a de massa do meio

A unidade de kerma (K) é joule por quilograma (J/kg) ou gray (Gy).

O kerma no ar incidente (K_i) é definido a partir de um feixe de raios X incidente no eixo central no local do paciente ou na superfície do objeto simulador e não inclui a radiação espalhada (IAEA, 2007).

A grandeza kerma no ar (K_i) é muito importante para a padronização de equipamentos utilizados em radiodiagnóstico e para a determinação de parâmetros operacionais a fim de atender aos princípios de radioproteção. Sua medição correta permite caracterizar e controlar o campo de radiação para o paciente, otimizando o feixe, evitando assim exposições desnecessárias.

A unidade de kerma no ar (K_i) é joule por quilograma (J/kg) ou gray (Gy).

2.3.1.2 Dose Absorvida

A dose absorvida (D) é referida à quantidade de energia depositada por unidade de massa num meio; pode ser aplicada a quase todos os tipos de

radiações e expressa a quantidade de energia que a radiação ionizante deposita numa determinada quantidade de matéria (ICRU, 1998). Pode ser expressa por:

$$D = \frac{dE_{ab}}{dm}$$

onde:

dE_{ab} = energia média depositada pela radiação no meio (é a soma das energias que entram no volume, subtraindo as que saem dele) (IAEA, 2005).

dm = massa do meio

A unidade da dose absorvida é o joule por quilograma (J/kg) ou gray (Gy).

2.3 Características Gerais dos Dosímetros

Dosímetros são dispositivos capazes de medir a dose depositada em seu volume sensível que foi submetido a um campo de radiação. (DeWERD & WAGNER, 1999).

Existem vários tipos de dosímetros; dentre eles pode-se citar os mais utilizados em dosimetria de feixes de radiodiagnóstico: a câmara de ionização, o filme dosimétrico e o dosímetro termoluminescente. Cada dosímetro apresenta diferenças em suas características conforme sua aplicação. No entanto, existem algumas características que são comuns e essenciais a todos.

Para a utilização de um determinado dosímetro, numa condição específica, ele deve ser submetido a testes de caracterização, que são descritos em normas internacionais (IAEA, 1997; IAEA, 2007; IEC, 1997; IEC, 2011).

A seguir são descritos os testes necessários para os dosímetros que foram utilizados no controle de qualidade dos mamógrafos.

2.3.1 Linearidade da Resposta de um Dosímetro

Ao se utilizar um dosímetro, espera-se que seu comportamento apresente uma sensibilidade adequada à variação de dose; sendo assim, sua resposta deve ser linear e proporcional à grandeza mensurada, num determinado intervalo de tempo, facilitando assim a interpretação dos resultados.

Existe um intervalo de dose no qual o dosímetro torna-se útil. Este intervalo é determinado pelos extremos de dosimetria, sendo considerados o limite superior (L_s) e o limite inferior (L_i) das doses e são estabelecidos pela limitação do próprio dosímetro e do equipamento utilizado nas medições; neste caso, são aplicados fatores para a correção da resposta do detector.

2.3.2 Dependência Energética da Resposta de um Dosímetro

A variação da resposta de um detector de radiação em função da energia à qual ele é submetido depende de como ocorre a interação da radiação com o detector. Por esse motivo, os dosímetros devem ser calibrados em todas as faixas energéticas às quais eles serão submetidos (IAEA, 2005). A variação da resposta em função do intervalo de energia utilizado é esperada e depende do tipo de detector.

2.3.3 Dependência Direcional da Resposta

O ângulo de incidência da radiação, também é um fator a ser considerado na resposta de um dosímetro (IAEA, 2005) de modo que erros de posicionamento ou na geometria da construção do dosímetro podem influenciar a resposta da medição.

2.4 Câmaras de Ionização

A câmara de ionização é um detector muito utilizado no controle de qualidade em radiodiagnóstico. Consiste em um equipamento que possui uma cavidade preenchida por gás que, ao ser exposto à radiação, é ionizado produzindo cargas que são captadas pelo eletrodo coletor contido no volume sensível da câmara, gerando um campo elétrico. A carga coletada é

proporcional à radiação incidente no volume sensível da câmara (TURNER, 2007).

A câmara de ionização deve estar acoplada a um sistema de medição, neste caso, o eletrômetro, para as avaliações nos feixes de radiação.

O eletrômetro tem a função de ampliar o sinal coletado pela câmara de ionização por meio de um conversor análogo/digital, mostrando os dados da leitura em seu visor.

As câmaras de ionização, por serem detectores práticos e precisos, podem ser utilizadas para realizar o controle de qualidade em diversas áreas, como radioterapia, radioproteção e radiodiagnóstico, pois podem medir diferentes tipos de radiação com diferentes intensidades. Por esse motivo, existem alguns tipos de câmaras de ionização, que se diferenciam por sua geometria e materiais que as constituem (Figura 2.17).

Figura 2.17 – Desenho esquemático de uma câmara de ionização.

Fonte – MUNDO, 2015

2.4.1 Câmaras de Ionização em Radiodiagnóstico

Em radiodiagnóstico as câmaras de ionização são utilizadas em programas de controle de qualidade para realizar a dosimetria dos feixes de radiação. O tipo de câmara de ionização a ser utilizada, como descrito anteriormente, dependerá de sua finalidade.

Em aparelhos de mamografia, são utilizadas as câmaras de ionização de placas paralelas com volume sensível de 6 cm³; a janela de entrada, normalmente, é constituída de um material fino, evitando que haja atenuação da radiação por esse material (CORREA, 2011).

Segundo Guerra (2001), as câmaras de ionização devem ser calibradas de acordo com a energia dos feixes nos quais serão utilizadas, seguindo as mesmas condições de operação, garantindo assim a reprodutibilidade dos testes.

2.4.2 Fator de Correção para Condições Ambientais de Referência

As câmaras de ionização contêm ar em seu interior, e este sofre influência de fatores como pressão atmosférica e temperatura (ICRU, 2009; IAEA, 2007). Assim, é necessária a correção das leituras realizadas com as câmaras de ionização, para as condições de referência de temperatura e pressão.

O fator de correção é dado por:

$$f_{p,T} = \frac{101,325}{p} \times \frac{273,15 + T}{273,15 + T_c}$$

onde:

p = pressão atmosférica (kPa)

T = temperatura média (°C)

T_c = temperatura de referência (20°C)

O fator de correção deve ser aplicado às leituras das câmaras de ionização para se obter a leitura corrigida (L_c):

$$L_c = L \times f_{p,T}$$

onde:

L = leitura da câmara de ionização

$f_{p,T}$ = fator de correção para as condições de referência de temperatura e pressão.

É necessário obter a L_c , pois as câmaras de ionização não são seladas; portanto o ar no volume sensível sofre influência das variações climáticas e ambientais. Desta forma, tem-se o valor da medição corrigida.

2.4.3 Sistema Tandem

O sistema tandem consiste na utilização de 2 câmaras de ionização com características diferentes, num mesmo feixe de radiação e mesmas condições de uso. A partir dos dados obtidos, toma-se a razão entre os resultados das duas câmaras e com isso pode-se conferir a energia efetiva do feixe, desde

que se tenha uma curva de calibração prévia para o sistema, utilizando-se uma outra técnica.

Trabalhos anteriores como os de Costa e Caldas (2008) e de Silva e Caldas (2011) propuseram o uso de duas câmaras de ionização com as mesmas características e dimensões mas com uma única diferença: o material que constitui o eletrodo coletor. Quando submetidas ao mesmo feixe e condições de uso pode-se estabelecer uma curva tandem.

Estes resultados também permitem a determinação da energia efetiva do feixe de radiação quando esta é desconhecida. A aplicação recomendada é no programa de controle de qualidade do equipamento de raios X para confirmação das qualidades de radiação.

Sendo assim, as câmaras de ionização que trabalharão no sistema tandem devem ser calibradas conforme o intervalo de energia que será utilizado.

3.MATERIAIS E MÉTODOS

Para a realização deste trabalho, foram utilizados: um equipamento de raios X industrial, uma fonte de controle selada, câmaras de ionização e quatro mamógrafos clínicos.

3.1 Sistemas de Radiação

Os sistemas de radiação utilizados serão descritos conforme localizados.

3.1.1 Laboratório de Calibração de Instrumentos – LCI/IPEN

Foi utilizado um equipamento de raios X, marca Pantak/Seifert, modelo ISOVOLT 160HS (Figuras 3.1 e 3.2), que opera até 160 kV, com qualidades de radiação padronizadas de mamografia (Tabelas 3.1 e 3.2).

Figura 3.1 – Equipamento de Raios X Pantak/Seifert do LCI

Figura 3.2 – Painel de controle do equipamento Pantak/Seifert do LCI

Tabela 3.1 Características dos feixes de mamografia estabelecidos no LCI com filtração adicional de molibdênio (PTB, 2014)

Qualidade da Radiação	Tensão no Tubo (kV)	Corrente no Tubo (mA)	Filtração Adicional (mmMo) (mmAl)		Camada Semirredutora (mmAl)	Taxa de Kerma no Ar (mGy/min)
Feixes Diretos						
WMV 25	25	10	0,07	-----	0,36	9,71 ± 0,01
WMV 28	28	10	0,07	-----	0,37	12,14 ± 0,01
WMV 30	30	10	0,07	-----	0,38	13,74 ± 0,02
WMV 35	35	10	0,07	-----	0,41	17,86 ± 0,01
Feixes Atenuados						
WMH 25	25	10	0,07	2,0	0,56	0,47 ± 0,01
WMH 28	28	10	0,07	2,0	0,61	0,67 ± 0,01
WMH 30	30	10	0,07	2,0	0,68	0,85 ± 0,01
WMH 35	35	10	0,07	2,0	0,93	1,47 ± 0,02

Tabela 3.2 Características dos feixes de mamografia estabelecidos no LCI com filtração adicional de alumínio (PTB, 2014)

Qualidade da Radiação	Tensão no Tubo (kV)	Corrente no Tubo (mA)	Filtração Adicional (mmMo) (mmAl)	Camada Semirredutora (mmAl)	Taxa de Kerma no Ar (mGy/min)
<i>Feixes Diretos</i>					
WAV 25	25	10	0,57	0,35	22,72 ± 0,02
WAV 28	28	10	0,57	0,40	30,40 ± 0,01
WAV 30	30	10	0,58	0,43	34,79 ± 0,02
WAV 35	35	10	0,62	0,51	44,56 ± 0,02
<i>Feixes Atenuados</i>					
WAH 25	25	10	0,57 + 2,0	0,73	1,66 ± 0,02
WAH 28	28	10	0,57 + 2,0	0,88	3,00 ± 0,01
WAH 30	30	10	0,58 + 2,0	0,97	4,05 ± 0,02
WAH 35	35	10	0,62 + 2,0	1,21	7,14 ± 0,02

Foi utilizada ainda uma fonte de controle de $^{90}\text{Sr} + ^{90}\text{Y}$ (Figura 3.3), Physikalisch-Technische Werkstätten (PTW), tipo 8921, com atividade nominal de 21MBq (2012), para os testes de estabilidade das câmaras de ionização.

Figura 3.3 – Fonte de controle PTW: Blindagem (a); Fonte de $^{90}\text{Sr} + ^{90}\text{Y}$ (b)

3.1.2 Departamento de Diagnóstico por Imagem da Policlínica Taboão

O equipamento Clínico de Mamografia Siemens Mammomat 3000 NOVA (Figura 3.4), com alvo de molibdênio e filtros de molibdênio e ródio, que opera de 25 kV a 35 kV e possui uma filtração inerente de 0,8 mm Be, foi utilizado nos testes das câmaras de ionização.

Figura 3.4 – Mamógrafo Mammomat 3000 Nova, da Policlínica Taboão

3.1.3 Instituto de Radiologia do Hospital das Clínicas – INRAD

O equipamento Clínico de Mamografia Selenia Dimensions da Hologic (Figura 3.5), com alvo de tungstênio e filtros de ródio (Rh) e prata (Ag), possui

uma filtração inerente de 0,5 mm Be na função mamógrafo. Na função tomossíntese, possui filtro de alumínio (Al) e filtração inerente de 0,7 mm Be, e opera de 20 a 49 kV. O equipamento foi utilizado nos testes das câmaras de ionização.

Figura 3.5 – Mamógrafo Selenia Dimensions do INRAD

Fonte – HOLOGIC, 2015

3.1.4 Hospital Pérola Byington Centro de Referência da Saúde da Mulher

Foram utilizados dois equipamentos Clínicos de Mamografia sendo um deles o Mammomat 1000 da Siemens, com alvo de molibdênio e filtros de molibdênio (Mo) e ródio (Rh), que opera de 25kV a 35 kV com uma filtração inerente de 0,8 mm Be; o outro equipamento é o Lorad M-IV da Hologic, que opera de 20 kV a 35 kV com filtro de Mo e de 28 kV a 39 kV com filtro de Rh. Os equipamentos Mammomat 1000 e Lorad M-IV são mostrados na Figura 3.6, e foram utilizados nos testes das câmaras de ionização.

Figura 3.6 – Equipamentos de Mamografia do Hospital Pérola Byington:
(a) M-IV Lorad e (b) Mammomat 1000 Siemens

3.2 Sistemas de Medição e Sistemas Auxiliares

Foram utilizados os seguintes sistemas de medição:

3.2.1 Câmara de Ionização (Placas Paralelas)

A câmara de ionização da marca Radcal, modelo RC6M (Figura 3.7), série 9231, sistema padrão secundário do LCI para feixes de mamografia com rastreabilidade ao laboratório padrão primário Physikalisch-Technische Bundesanstalt (PTB). Esta câmara foi utilizada como referência e todas as câmaras envolvidas neste trabalho foram calibradas em função dela;

Figura 3.7 – Câmara de ionização RC6M, do LCI, utilizada como sistema padrão secundário

3.2.2 Câmara de Ionização (Placas Paralelas) de Dupla Face

Esta câmara de ionização é composta por duas câmaras, sendo uma com eletrodo coletor de alumínio e outra com eletrodo coletor de grafite, com janelas de entrada em poliéster aluminizado com $1,87 \text{ mg.cm}^{-2}$ de densidade superficial, em sistema Tandem. O volume sensível de cada uma é de $6,0 \text{ cm}^3$ e a distância entre o eletrodo coletor e a janela de entrada é de 2,72 mm (Figura 3.8), desenvolvida por Silva (2012a; 2012b; 2013). Neste trabalho será indentificada como Câmara 1A (eletrodo coletor de alumínio) e Câmara 1G (eletrodo coletor de grafite).

Figura 3.8 – Câmara de ionização de placas paralelas de dupla face (1A e 1G) desenvolvida no LCI

3.2.3 Câmara de Ionização (Placas Paralelas) com Espessura de 2 cm

Esta câmara de ionização foi desenvolvida para medir doses em feixes para mamas pequenas sem a necessidade de correções na altura da câmara; possui base de rosca e seu volume sensível é de 6,0 cm³; foi desenvolvida por Silva (2013), e será identificada neste trabalho como Câmara 2 (Figura 3.9).

Figura 3.9 – Câmara de ionização de placas paralelas, com espessura de 2 cm (Câmara 2), desenvolvida no LCI

3.2.4. Câmara de Ionização (Placas Paralelas) com Volume Duplo de Coleção de Íons e Face Única

Esta câmara de ionização apresenta eletrodo coletor de camada fina para evitar efeitos de polaridade durante testes de estabilidade com a fonte de controle de $^{90}\text{Sr} + ^{90}\text{Y}$; a distância entre a janela de entrada/alta tensão e o eletrodo coletor é menor para verificar se ocorre recombinação iônica. O volume sensível desta câmara é de 6,0 cm³ com distância entre a janela de entrada/alta tensão e o eletrodo coletor de 4,0 mm, desenvolvida por SILVA (2013), identificada como Câmara 3 (Figura 3.10).

Figura 3.10 – Câmara de ionização de placas paralelas, com volume duplo de coleção de íons e face única (Câmara 3), desenvolvida no LCI

3.2.5. Objetos Simuladores de Mama com Espessuras Diferentes.

Para os testes de controle de qualidade nos mamógrafos, foram utilizados objetos simuladores que consistem em placas de polimetil metacrilato (PMMA), desenvolvidos por Corrêa (2010), cada uma com uma espessura de 5,0 mm: Figura 3.11.

Figura 3.11 – Objetos simuladores de mama

3.2.6 Eletrômetro PTW UNIDOS, série 10474

De acordo com o fabricante, este equipamento (Figura 3.12) é adequado para calibração e dosimetria de feixes de pacientes, possui alta eficiência, excelente resolução (1fA), mede dose integrada (carga) e taxa de dose (corrente) simultaneamente, atende aos requisitos dos laboratórios de calibração para corrente de fuga, linearidade, estabilidade e reprodutibilidade de resposta.

Figura 3.12 – Eletrômetro PTW UNIDOS

3.2.7 Barômetro, Termo-Higrômetro, Desumidificadores e Climatizadores de Ambiente

Foram utilizados neste trabalho para controle das condições ambientais dos laboratórios: o barômetro GE Druck, modelo DPI 142, o termo-higrômetro LUFFT, modelo Opus 20, além de desumidificadores e climatizadores de ambiente.

3.3 Estimativa das Incertezas

As incertezas das medições realizadas neste trabalho foram determinadas conforme o guia da ABNT (2003), que define as incertezas do tipo A e tipo B. As incertezas do tipo A foram obtidas por meio do desvio padrão das médias das medições.

Os resultados apresentados neste trabalho foram obtidos pela média aritmética das medições e pelos desvios padrões das médias.

As incertezas do tipo B seguem a orientação do Vocabulário Internacional de Metrologia – VIM (INMETRO, 2012), que utiliza os valores declarados nos certificados de calibração dos instrumentos como: termômetros, barômetros, distância de calibração e espessura de filtros.

Para os resultados apresentados neste trabalho, foram consideradas as incertezas do tipo A e tipo B juntamente com um fator de abrangência $k = 2$.

4. RESULTADOS E DISCUSSÃO

Serão apresentados neste capítulo os resultados dos testes de caracterização das câmaras de ionização e o estudo do comportamento destes detectores em feixes clínicos de mamografia.

4.1 Testes de Caracterização das Câmaras de Ionização

As câmaras de ionização utilizadas neste trabalho foram submetidas aos testes de caracterização baseados em normas e protocolos internacionais para a determinação das condições de operação: repetibilidade e linearidade de resposta das câmaras, curva de saturação, eficiência de coleção de íons, efeito de polaridade, linearidade da resposta, dependência angular e dependência energética.

4.1.1 Repetibilidade de Resposta

Para a realização deste teste, o INMETRO (2012) estabelece que as condições de medição devem ser as mesmas (mesmo operador, mesma condição de operação, mesmo local, mesmo procedimento) para garantir a repetibilidade do teste. Para verificar a repetibilidade da resposta das câmaras de ionização, estas foram irradiadas com a fonte de $^{90}\text{Sr} + ^{90}\text{Y}$ conforme arranjo mostrado na Figura 4.1. Foram realizadas 10 medições sucessivas, durante 30 s; utilizando a tensão de + 300 V. Os valores obtidos constam na Tabela 4.1 e não devem ter variação maior que 3 % atendendo às recomendações da norma IEC 61674 (IEC,1997).

Todas as câmaras de ionização testadas neste trabalho atendem à norma, estando abaixo do limite recomendado.

Figura 4.1 – Arranjo experimental utilizado para teste de repetibilidade da resposta das câmaras de ionização

Tabela 4.1– Repetibilidade da resposta (%) das Câmaras de Ionização 1A, 1G, 2 e 3

Câmaras de Ionização	1A	1G	2	3
Varição (%)	1,00	1,01	1,00	1,00

4.1.2 Estabilidade de Resposta

Utilizando o mesmo princípio do teste de repetibilidade de resposta, as câmaras foram submetidas ao teste de estabilidade da resposta ao longo do tempo. As Figuras 4.2, 4.3 e 4.4 mostram os valores médios obtidos nas medições, que não devem ultrapassar $\pm 2\%$ segundo as recomendações da IEC 61674 (1997). A resposta das câmaras de ionização foi normalizada para o valor médio das 10 primeiras medições.

Figura 4.2 - Estabilidade da resposta das Câmaras 1A, 1G. As linhas pontilhadas representam o limite recomendado de 2%.

Figura 4.3 - Estabilidade da resposta da Câmara 2. As linhas pontilhadas representam o limite recomendado de 2%.

Figura 4.4 - Estabilidade da resposta da Câmara 3. As linhas pontilhadas representam o limite recomendado.

Pode-se observar que todas as câmaras testadas neste trabalho atendem à norma.

4.1.3 Curva de Saturação

Para se determinar a curva de saturação, as Câmaras de Ionização 1A, 1G, 2 e 3 foram submetidas à tensão de polarização que variou de - 400 V a + 400 V, em intervalos de 50 V, e irradiadas no feixe de raios X Pantak Seifert do Laboratório de Calibração de Instrumentos (LCI), utilizando a distância fonte-detector de 100 cm da janela de entrada. Os resultados foram obtidos tomando-se a média de dez medições da corrente obtida para cada valor de tensão.

As incertezas foram sempre menores que 0,75% (caso da Câmara 3) para todas as câmaras, imperceptíveis nos gráficos. Pode-se observar nas Figuras 4.5, 4.6, 4.7 e 4.8 que a saturação ocorre a partir de +50 V; sendo assim, qualquer tensão acima de + 50 V pode ser utilizada para polarizar as câmaras. No entanto, a tensão de +300 V foi escolhida para as medições realizadas com as 4 câmaras de ionização para evitar efeitos de recombinação iônica.

Figura 4.5 – Curva de saturação: Câmara 1A, com eletrodo coletor de alumínio

Figura 4.6 – Curva de saturação: Câmara 1G, com eletrodo coletor de grafite

Figura 4.7 – Curva de saturação: Câmara 2

Figura 4.8 – Curva de saturação: Câmara 3.

4.1.4 Eficiência de Coleção de Íons

A eficiência de coleção de íons é determinada a partir do teste de saturação usando o método das duas tensões. A tensão utilizada foi de + 300V, que é o valor normalmente utilizado para as câmaras de ionização. A eficiência de coleção de íons para feixes de mamografia para as câmaras utilizadas neste trabalho (Tabela 4.2) apresenta valores superiores a 99,9%, o que satisfaz à norma internacional (IEC, 1997), que recomenda valores iguais ou superiores a 95%.

Tabela 4.2 – Eficiência de coleção de íons (%) das Câmaras 1A, 1G, 2 e 3

Câmaras de Ionização	1A	1G	2	3
Eficiência de Coleção de Íons (%)	99,95	99,96	99,93	99,98

Comparando-se os resultados obtidos neste trabalho com aqueles apresentados por Silva (2013), os valores de eficiência de coleção de íons foram iguais para as câmaras 1G, 2 e 3; entretanto, para a câmara 1A houve uma diferença de apenas 0,25%.

4.1.5 Efeito de Polaridade

Para verificar a influência da mudança na tensão de polarização na resposta das câmaras, elas foram submetidas ao teste de efeito de polaridade. Utilizando os resultados obtidos na curva de saturação para um mesmo valor absoluto com sinais opostos, e de acordo com as normas internacionais (IEC, 2011), a diferença entre eles não pode ser maior que 1,0%. Na Tabela 4.3 estão apresentados os valores obtidos.

Tabela 4.3 – Valores de efeito de polaridade das Câmaras 1A e 1G, 2 e 3

Tensão de Polarização (V)	Razão (I_+/I_-) ^a			
	Câmaras			
	1A	1G	2	3
+50/-50	0,925	0,943	0,964	0,999
+100/-100	0,925	0,944	0,964	0,998
+150/-150	0,926	0,944	0,965	0,998
+200/-200	0,925	0,945	0,967	0,998
+250/-250	0,927	0,945	0,968	0,998
+300/-300	0,925	0,944	0,969	0,997
+350/-350	0,926	0,944	0,970	0,997
+400/-400	0,926	0,945	0,971	0,998

^a I_+ é a corrente de ionização determinada com tensão positiva e I_- é a corrente de ionização determinada com tensão negativa

Embora os resultados sejam satisfatórios e atendendo às normas, eles apresentaram uma diferença máxima de 8,1% (na tensão de polarização de ± 300 V com a Câmara 1A) em relação aos testes iniciais realizados por Silva (2013).

4.1.6 Linearidade da Resposta

Para o teste de linearidade da resposta, as câmaras de ionização foram submetidas ao feixe de raios X na qualidade de mamografia WMV28, a uma distância de 100 cm e tensão de + 300V, com a corrente do tubo variando entre 1 mA e 40 mA. Pode-se observar nas Figuras 4.9, 4.10 e 4.11 que o comportamento da resposta das câmaras de ionização é linear em função da corrente do tubo de raios X.

Cada ponto apresentado no gráfico representa a média de 5 medições e as incertezas sempre foram menores que 1,75 % (Câmara 1G), não sendo

visíveis nas figuras. O coeficiente de correlação linear (R^2) foi sempre maior que 0,999, mostrando uma resposta linear.

Figura 4.9 - Linearidade da resposta das Câmaras 1A e 1G em feixes de raios X, com qualidade de mamografia WMV28

Figura 4.10 - Linearidade da resposta da Câmara 2 em feixes de raios X, com qualidade de mamografia WMV28

Figura 4.11 - Linearidade da resposta da Câmara 3 em feixes de raios X, com qualidade de mamografia WMV28

4.1.7 Dependência Angular

Para determinação da dependência angular da resposta das câmaras de ionização, elas foram submetidas ao feixe de raios X, na qualidade de mamografia WMV28, posicionadas sobre o goniômetro, com a janela de entrada centralizada a 100 cm do ponto focal, com angulações de -10° a $+10^\circ$ em torno do eixo central, com intervalos de 2° . Para isso, o sentido horário foi considerado negativo e sentido anti-horário considerado positivo.

Nas Figuras 4.12, 4.13, 4.14 e 4.15 as linhas pontilhadas representam os limites recomendados de ($\pm 3\%$) em relação ao ângulo de incidência da radiação 0° .

Figura 4.12 – Dependência angular da resposta da Câmara 1A em feixes de raios X com qualidade de mamografia WMV28.

Figura 4.13 – Dependência angular da resposta da Câmara 1G em feixes de raios X com qualidade de mamografia WMV28.

Figura 4.14 – Dependência angular da resposta da Câmara 2 em feixes de raios X com qualidade de mamografia WMV28.

Figura 4.15 – Dependência angular da resposta da Câmara 3 (d) em feixes de raios X com qualidade de mamografia WMV28.

Nas Figuras 4.13 a 4.15, as incertezas foram sempre menores que 0,84%, sendo imperceptíveis nos gráficos.

Os resultados apresentados mostram que as câmaras atendem à norma IEC 61674 (1997), de ter no máximo uma variação de $\pm 3,0\%$ com relação à medição do ângulo de incidência 0° .

4.1.8 Dependência Energética

Para verificar a variação da resposta das câmaras de ionização em relação à energia do feixe de radiação, elas foram submetidas ao teste de dependência energética, onde foram posicionadas com a janela de entrada centralizada e a 100 cm do feixe central do equipamento de raios X do LCI, utilizando as qualidades de radiação de mamografia WMV28 e WMH 28. Foram realizadas 10 medições, com filtro de 0,7 mm Mo, para cada intervalo de energia, e em seguida outras 10 medições adicionando o filtro de 2,0 mm Al.

Os resultados apresentados nas Tabelas 4.4 e 4.5 são os coeficientes de calibração das Câmaras 1A, 1G, 2 e 3 nas qualidades WMV e WMH. Os fatores de correção foram normalizados para as qualidades de referência WMV28 e WMH28.

Tabela 4.4 – Coeficientes de calibração das Câmaras 1A e 1G para feixes de raios X diretos e atenuados, nas qualidades WMV e WMH

Qualidade da Radiação	Câmara 1A		Câmara 1G	
	Coeficiente de Calibração ($\times 10^9$ Gy/C)	Fator de Correção	Coeficiente de Calibração ($\times 10^9$ Gy/C)	Fator de Correção
<i>Feixes Diretos</i>				
WMV 25	$1,056 \pm 0,054$	$1,009 \pm 0,059$	$1,774 \pm 0,047$	$0,991 \pm 0,038$
WMV 28	$1,046 \pm 0,029$	$1,000 \pm 0,039$	$1,789 \pm 0,049$	$1,000 \pm 0,039$
WMV 30	$1,041 \pm 0,027$	$0,995 \pm 0,038$	$1,798 \pm 0,048$	$1,005 \pm 0,038$
WMV 35	$1,020 \pm 0,026$	$0,975 \pm 0,037$	$1,813 \pm 0,046$	$1,013 \pm 0,038$
<i>Feixes Atenuados</i>				
WMH 25	$0,766 \pm 0,024$	$0,922 \pm 0,039$	$1,778 \pm 0,049$	$1,012 \pm 0,041$
WMH 28	$0,831 \pm 0,024$	$1,000 \pm 0,041$	$1,757 \pm 0,051$	$1,000 \pm 0,041$
WMH 30	$0,862 \pm 0,022$	$1,037 \pm 0,040$	$1,748 \pm 0,047$	$0,994 \pm 0,039$
WMH 35	$0,899 \pm 0,021$	$1,081 \pm 0,040$	$1,774 \pm 0,048$	$1,009 \pm 0,040$

Tabela 4.5 – Coeficientes de calibração das Câmaras 2 e 3 para feixes de raios X diretos e atenuados, nas qualidades WMV e WMH

Qualidade da Radiação	Câmara 2		Câmara 3	
	Coeficiente de Calibração (x10 ⁹ Gy/C)	Fator de Correção	Coeficiente de Calibração (x10 ⁹ Gy/C)	Fator de Correção
<i>Feixes Diretos</i>				
WMV 25	1,655 ± 0,043	0,999 ± 0,058	1,542 ± 0,040	1,001 ± 0,038
WMV 28	1,656 ± 0,046	1,000 ± 0,039	1,541 ± 0,043	1,000 ± 0,039
WMV 30	1,662 ± 0,043	1,004 ± 0,038	1,539 ± 0,040	0,999 ± 0,038
WMV 35	1,662 ± 0,043	1,004 ± 0,037	1,513 ± 0,049	0,982 ± 0,042
<i>Feixes Atenuados</i>				
WMH 25	1,568 ± 0,043	1,010 ± 0,039	1,441 ± 0,041	1,042 ± 0,042
WMH 28	1,552 ± 0,043	1,000 ± 0,039	1,382 ± 0,039	1,000 ± 0,039
WMH 30	1,531 ± 0,041	0,986 ± 0,038	1,323 ± 0,036	0,957 ± 0,038
WMH 35	1,508 ± 0,041	0,972 ± 0,038	1,194 ± 0,032	0,864 ± 0,034

Foram determinadas as médias das medições para feixes diretos e atenuados e eles encontram-se dentro dos limites recomendados pela norma IEC 61674 (IEC, 1997), onde o limite de variação da dependência energética em feixes de mamografia deve ser de no máximo ± 5,0 %, em relação à qualidade de referência WMV28 para feixes diretos, e WMH 28 para feixes atenuados.

As Figuras 4.16, 4.17 e 4.18 apresentam os resultados do teste de dependência energética das câmaras de ionização com a resposta normalizada para a qualidade de radiação WMV28 (Tabelas 4.4 e 4.5); as linhas pontilhadas representam os limites recomendados pela norma IEC 61674 (IEC, 1997).

Figura 4.16 - Dependência energética da resposta das Câmaras 1A e 1G para as qualidades de radiação WMV; as respostas foram normalizadas para a qualidade WMV28.

Figura 4.17 – Dependência energética da resposta da Câmara 2 para as qualidades de radiação WMV; as respostas foram normalizadas para a qualidade de radiação WMV28.

Figura 4.18 – Dependência energética da resposta da Câmara 3 para as qualidades de radiação WMV; as respostas foram normalizadas para a qualidade de radiação WMV28.

Os resultados mostram que as câmaras de ionização envolvidas neste trabalho atendem às recomendações da norma para os feixes diretos de mamografia; dentre elas, as que apresentaram melhor resultado foram as Câmaras 1G e 2.

As Figuras 4.19, 4.20 e 4.21 apresentam os resultados do teste de dependência energética das câmaras de ionização para as qualidades de radiação WMH (Tabelas 4.4 e 4.5); as linhas pontilhadas representam os limites recomendados pela norma IEC 61674 (IEC, 1997).

Figura 4.19 – Dependência energética da resposta das Câmaras 1A e 1G para as qualidades de radiação WMH; as respostas foram normalizadas para a qualidade de radiação WMH28.

Figura 4.20 – Dependência energética da resposta da 2 para as qualidades de radiação WMH; as respostas foram normalizadas para a qualidade de radiação WMH28.

Figura 4.21 – Dependência energética da resposta da Câmara 3 para as qualidades de radiação WMH; as respostas foram normalizadas para a qualidade de radiação WMH28.

Observa-se nas figuras que a Câmara 1A apresentou dependência energética maior que os 5% recomendados pela norma para as qualidades WMH25 e WMH35. A Câmara 3 apresentou dependência energética acima do recomendado pela norma na qualidade WMH35; entretanto, segundo IAEA (2007), o intervalo de valores de camada semirredutora utilizado em mamografia está entre 0,25 mmAl e 0,65 mmAl, que estão entre as qualidades WMH25 e WMH 30. Diante disso, as Câmaras 1G, 2 e 3 atendem às recomendações da norma IEC 61674 (IEC, 1997).

A seguir, foram realizadas 10 medições, utilizando as qualidades de radiação de mamografia WAV28 e WAH 28 com filtração de Al com espessuras diferentes para cada qualidade, para cada intervalo de energia e posteriormente mais 10 medições adicionando o filtro de 2 mm Al.

Os resultados apresentados nas Tabelas 4.6 e 4.7 representam os coeficientes de calibração das Câmaras 1A, 1G, 2 e 3 nas qualidades WAV e WAH. Os fatores de correção foram normalizados para as qualidades de referência WAV28 e WAH28.

Tabela 4.6 – Coeficientes de calibração das Câmaras 1A e 1G para feixes de raios X diretos e atenuados, nas qualidades WAV e WAH

Qualidade da Radiação	Câmara 1A		Câmara 1G	
	Coeficiente de Calibração (x10 ⁹ Gy/C)	Fator de Correção	Coeficiente de Calibração (x10 ⁹ Gy/C)	Fator de Correção
<i>Feixes Diretos</i>				
WAV 25	1,206 ± 0,054	1,035 ± 0,040	1,978 ± 0,037	0,957 ± 0,040
WAV 28	1,207 ± 0,053	1,000 ± 0,039	1,996 ± 0,039	1,000 ± 0,039
WAV 30	1,294 ± 0,026	0,985 ± 0,038	1,998 ± 0,038	1,025 ± 0,038
WAV 35	1,296 ± 0,023	0,923 ± 0,037	1,943 ± 0,036	1,053 ± 0,038
<i>Feixes Atenuados</i>				
WAH 25	0,708 ± 0,024	0,992 ± 0,039	1,678 ± 0,039	1,018 ± 0,041
WAH 28	0,773 ± 0,024	1,000 ± 0,041	1,657 ± 0,041	1,000 ± 0,041
WAH 30	0,695 ± 0,022	1,007 ± 0,038	1,648 ± 0,037	0,998 ± 0,039
WAH 35	0,639 ± 0,021	1,011 ± 0,038	1,674 ± 0,038	0,985 ± 0,040

Tabela 4.7 – Coeficientes de calibração das Câmaras 2 e 3 para feixes de raios X diretos e atenuados nas qualidades WAV e WAH

Qualidade da Radiação	Câmara 2		Câmara 3	
	Coeficiente de Calibração ($\times 10^9$ Gy/C)	Fator de Correção	Coeficiente de Calibração ($\times 10^9$ Gy/C)	Fator de Correção
Feixes Diretos				
WAV 25	$1,541 \pm 0,041$	$1,035 \pm 0,038$	$1,339 \pm 0,041$	$1,015 \pm 0,038$
WAV 28	$1,542 \pm 0,044$	$1,000 \pm 0,039$	$1,338 \pm 0,044$	$1,000 \pm 0,039$
WAV 30	$1,548 \pm 0,041$	$0,985 \pm 0,038$	$1,336 \pm 0,040$	$0,989 \pm 0,040$
WAV 35	$1,549 \pm 0,041$	$0,923 \pm 0,036$	$1,306 \pm 0,048$	$0,964 \pm 0,044$
Feixes Atenuados				
WAH 25	$1,532 \pm 0,042$	$1,001 \pm 0,038$	$1,189 \pm 0,041$	$1,042 \pm 0,042$
WAH 28	$1,515 \pm 0,042$	$1,000 \pm 0,039$	$1,270 \pm 0,039$	$1,000 \pm 0,039$
WAH 30	$1,487 \pm 0,040$	$0,988 \pm 0,038$	$1,246 \pm 0,035$	$0,987 \pm 0,038$
WAH 35	$1,477 \pm 0,040$	$0,974 \pm 0,038$	$1,126 \pm 0,031$	$0,934 \pm 0,038$

As Figuras 4.22, 4.23 e 4.24 apresentam os resultados do teste de dependência energética das câmaras de ionização na qualidade de radiação WAV (Tabelas 4.6 e 4.7); as linhas pontilhadas representam os limites recomendados pela norma IEC 61674 (IEC, 1997).

Figura 4.22 – Dependência energética da resposta das Câmaras 1A e 1G para as qualidades de radiação WAV; as respostas foram normalizadas para a qualidade de radiação WAV28.

Figura 4.23 – Dependência energética da resposta da Câmara 2 para as qualidades de radiação WAV; as respostas foram normalizadas para a qualidade de radiação WAV28.

Figura 4.24 – Dependência energética da resposta da Câmara 3 para as qualidades de radiação WAV; as respostas foram normalizadas para a qualidade de radiação WAV28.

Pode-se observar que somente a Câmara 1A, na qualidade WAV35, ultrapassou o limite recomendado de 5%; no entanto, isso não afeta o desempenho da câmara como já foi descrito anteriormente, onde o intervalo utilizado em mamografia encontra-se entre as qualidades WAV25 e WAV35.

As Figuras 4.25 e 4.26 apresentam os resultados do teste de dependência energética das câmaras de ionização na qualidade de radiação WAH (Tabelas 4.6 e 4.7); as linhas pontilhadas representam os limites recomendados pela norma IEC 61674 (IEC, 1997).

Figura 4.25 – Dependência energética da resposta das Câmaras 1A e 1G para as qualidades de radiação WAH; as respostas foram normalizadas para a qualidade de radiação WAH28.

Figura 4.26 – Dependência energética da resposta da Câmara 2 para as qualidades de radiação WAH; as respostas foram normalizadas para a qualidade de radiação WAH28.

Figura 4.27 – Dependência energética da resposta da Câmara 3 para as qualidades de radiação WAH; as respostas foram normalizadas para a qualidade de radiação WAH28.

De acordo com os resultados apresentados nas Figuras 4.25 a 4.27, a Câmara 3 apresentou dependência energética maior que o recomendado, que é de 5%, na qualidade WAH35, o que não impede o seu uso, como já descrito anteriormente.

4.1.9 Sistema Tandem

Para determinação do sistema Tandem, foram utilizadas as Câmaras 1A e 1G, por terem as mesmas dimensões geométricas sendo diferenciadas apenas pelo material que constitui o eletrodo coletor de cada câmara de ionização, o que faz com que as câmaras tenham dependências energéticas diferentes. Para a determinação do fator Tandem, foi utilizada a seguinte equação:

$$f_T = \frac{C_G}{C_A}$$

onde:

C_G é o coeficiente de calibração determinado com as medições realizadas com a Câmara 1G;

C_A é o coeficiente de calibração determinado com as medições realizadas com a Câmara 1A.

Os resultados obtidos serão apresentados nas Tabelas 4.8 e 4.9 para as qualidades de mamografia WMV, WMH, WAV e WAH.

Tabela 4.8 – Fatores Tandem da Câmara 1 (1A e 1G) nas qualidades de radiação WMV e WMH

Qualidade da Radiação	Fator Tandem
<i>Feixes Diretos</i>	
WMV 25	1,652 ± 0,050
WMV 28	1,710 ± 0,053
WMV 30	1,727 ± 0,052
WMV 35	1,777 ± 0,032
<i>Feixes Atenuados</i>	
WMH 25	2,321 ± 0,086
WMH 28	2,114 ± 0,078
WMH 30	2,028 ± 0,067
WMH 35	1,940 ± 0,064

Tabela 4.9 – Fatores Tandem da Câmara 1 (1A e 1G) nas qualidades de radiação WAV e WAH

Qualidade da Radiação	Fator Tandem
<i>Feixes Diretos</i>	
WAV 25	1,640 ± 0,033
WAV 28	1,604 ± 0,035
WAV 30	1,544 ± 0,031
WAV 35	1,499 ± 0,030
<i>Feixes Atenuados</i>	
WAH 25	2,370 ± 0,072
WAH 28	2,444 ± 0,066
WAH 30	2,571 ± 0,069
WAH 35	2,619 ± 0,084

A partir dos resultados das Tabelas 4.8 e 4.9, foram construídos gráficos das curvas Tandem em função da camada semirredutora correlacionada às qualidades da radiação (Tabelas 3.1 e 3.2). Essas curvas são apresentadas nas Figuras 4.28 e 4.29.

Pode-se observar nas Figuras 4.28 a 4.31 que as curvas Tandem obtidas com as Câmaras 1A e 1G, mostram comportamento adequado em relação à camada semirredutora nas qualidades WMV, WMH, WAV e WAH (Tabelas 3.1 e 3.2). com isso, podem ser utilizadas em programas de controle de qualidade em mamografia.

Figura 4.28 - Curva Tandem das Câmaras 1A e 1G para as qualidades de radiação WMV.

Figura 4.29 - Curva Tandem das Câmaras 1A e 1G para as qualidades de radiação WMH.

Figura 4.30 - Curva Tandem das Câmaras 1A e 1G para as qualidades de radiação WAV

Figura 4.31 - Curva Tandem das Câmaras 1A e 1G para as qualidades de radiação WAH

Diante dos resultados apresentados no teste de caracterização, a câmara de ionização que apresentou melhores resultados foi a Câmara 2, sendo a escolhida para realizar as medições onde não havia tempo para realizar medições com todas as câmaras.

4.2 Avaliação das Câmaras de Ionização em Feixes Clínicos de Mamografia

Neste item, serão apresentados os resultados dos testes de controle de qualidade de repetibilidade e linearidade da taxa de kerma no ar, obtidos por meio do uso das câmaras de ionização em feixes clínicos de três mamógrafos.

Para a realização dos testes, foi seguido o arranjo experimental recomendado pela IAEA (2009), com a câmara de ionização centralizada e alinhada ao suporte de mama e o centro do volume sensível a 60 mm da borda

deste suporte (CORRÊA et al, 2014). Como se pode visualizar na Figura 4.32, as câmaras foram acopladas sobre um tripé para alcançar a altura recomendada de 5 cm acima do suporte da mama.

Figura 4.32: Exemplo do arranjo experimental que foi utilizado para as medições realizadas nos mamógrafos

4.2.1 Repetibilidade da Taxa de Kerma no Ar

Para se verificar a repetibilidade da taxa de kerma no ar, as câmaras foram posicionadas de forma a estarem centralizadas com o feixe de raios X, a 5 cm acima do suporte de mama, sem o uso do compressor. Cada uma das câmaras de ionização foi irradiada, no modo manual, nas tensões de 25, 28, 30 e 35 kV. Os resultados foram obtidos com 20, 40 e 80 mAs, sendo realizadas 5 medições para cada caso. A equação apresenta como foram obtidos os valores de repetibilidade (MS, 2005), onde $R(\%)$ é a diferença percentual nas

medições, $M_{m\acute{a}x}$ e $M_{m\acute{i}n}$ são os maiores e os menores valores obtidos nas medições:

$$R(\%) = \frac{M_{m\acute{a}x} - M_{m\acute{i}n}}{\frac{(M_{m\acute{a}x} + M_{m\acute{i}n})}{2}} \times 100$$

Segundo as recomendações da IAEA (IAEA, 2009), o valor de R (%) não deve ultrapassar 10%, sendo recomendável 5% (MS, 2005).

A seguir, estão apresentados os resultados obtidos nos mamógrafos.

4.2.1.1 Policlínica Taboão

A Policlínica Taboão é uma clínica de médio porte e possui em seu setor de radiologia um mamógrafo convencional Mamommat 3000 Nova, da marca Siemens, que trabalha com o sistema de Radiografia Computadorizada (CR), que substitui o sistema filme-écran pelo *Image Plate* (IP), que consiste numa placa de fósforo foto-estimulável, onde as imagens são armazenadas, lidas por um equipamento próprio para este fim; posteriormente, estas imagens são apagadas para que o IP seja reutilizado (SBM, 2015). Este equipamento tem uma Distância Foco-Filme (DFF) de 60 cm, sendo que as medições foram realizadas a 55 cm, simulando a dose de entrada na pele de uma mama com 5 cm de espessura após a compressão. As Tabelas 4.10 e 4.11 mostram os resultados do teste de repetibilidade da taxa de kerma no ar para o equipamento Mamommat 3000 Nova.

Tabela 4.10 – Primeiro teste de repetibilidade da taxa de kerma no ar (%) obtida com as Câmaras 1A, 1G, 2 e 3, no equipamento Mammomat 3000 Nova, da Policlínica Taboão.

Tensão (kV)	Produto Corrente-tempo (mAs)	Repetibilidade da Taxa de Kerma no Ar (%)			
		Câmaras de Ionização			
		1A	1G	2	3
25	20	0,64	0,22	0,22	1,60
	40	0,15	0,18	0,07	1,70
	80	0,02	0,12	0,17	0,49
28	20	0,06	0,17	0,09	0,58
	40	0,18	0,09	0,05	0,30
	80	0,12	0,09	0,10	0,08
30	20	0,41	0,11	0,08	0,23
	40	0,06	0,07	0,08	0,26
	80	0,10	0,09	0,08	0,06
35	20	0,03	0,50	0,17	0,17
	40	0,04	0,14	0,19	0,31
	80	0,04	0,02	0,01	0,10

Tabela 4.11 – Segundo teste de repetibilidade da taxa de kerma no ar (%) obtida com as Câmaras 1A, 1G, 2 e 3, no equipamento Mammomat 3000 Nova da Policlínica Taboão.

Tensão (kV)	Produto Corrente-tempo (mAs)	Repetibilidade da Taxa de Kerma no Ar (%)			
		Câmaras de Ionização			
		1A	1G	2	3
25	20	0,66	0,45	0,23	0,84
	40	0,16	0,19	0,18	0,88
	80	0,02	0,12	0,11	0,44
28	20	0,06	0,19	0,11	0,71
	40	0,14	0,09	0,05	0,34
	80	0,08	0,09	0,10	0,08
30	20	0,23	0,12	0,09	0,65
	40	0,46	0,12	0,08	0,61
	80	0,02	0,07	0,08	0,07
35	20	0,03	0,05	0,17	0,23
	40	0,04	0,15	0,06	0,55
	80	0,04	0,02	0,23	0,11

Dos resultados apresentados pelas câmaras, pode-se observar que o valor máximo obtido foi de apenas 1,7 %, bem abaixo do que é recomendado pela Portaria 453 (MS,2005), que é de 10%.

4.2.1.2 Instituto de Radiologia do Hospital das Clínicas - INRAD

O Instituto de Radiologia do Hospital das Clínicas - INRAD possui em seu setor um mamógrafo Selenia Dimensions da marca Lorad Hologic, que trabalha com o sistema digital, Radiografia Digital (DR), que faz a leitura após a exposição da mama, transmitindo o resultado diretamente ao computador (SBM, 2015). Este equipamento tem uma Distância Foco Filme (DFF) de 60 cm, sendo que as medições foram realizadas a 55 cm, simulando a dose de entrada na pele de uma mama com 5 cm de espessura após a compressão. O equipamento Selenia Dimensions opera em 2 sistemas:

- a) Mamógrafo – com braço fixo e combinação de alvo/filtro de Tungstênio/Ródio e Tungstênio/Prata com filtro de 0,05 mm de Be;
- b) Tomossíntese – com braço que se movimenta em ângulos de $-7,5^{\circ}$ a $+7,5^{\circ}$, e combinação de alvo/filtro Tungstênio/Alumínio e filtro de 0,07mm de Be.

A Tabela 4.12 mostra os resultados da repetibilidade da taxa de kerma no ar para o mamógrafo Selenia Dimensions com a combinação anodo/filtro de Tungstênio/Ródio (W/Rh) e Tungstênio/Prata (W/Ag). As medições foram realizadas com a Câmara 2, que foi a que apresentou os melhores resultados nos testes de caracterização.

Tabela 4.12 – Repetibilidade da taxa de kerma no ar (%) obtida com a Câmara 2 no mamógrafo Selenia Dimensions do INRAD, na combinação alvo/filtro W/Rh e W/Ag.

Tensão (kV)	Produto Corrente-tempo (mAs)	Repetibilidade da Taxa de Kerma no Ar (%)	
		Combinação Alvo/filtro	
		W/Rh	W/Ag
25	20	1,32	0,48
	40	0,66	0,33
	80	0,28	0,19
28	20	0,53	0,33
	40	0,16	0,24
	80	0,12	0,08
30	20	0,68	0,08
	40	0,69	0,08
	80	0,14	0,07
35	20	0,60	0,19
	40	0,81	0,10
	80	0,10	0,15

A Tabela 4.13 apresenta os resultados obtidos com o mesmo equipamento na função tomossíntese na combinação alvo/filtro de Tungstênio (W) e Alumínio (Al) em medições realizadas com a Câmara 2.

Tabela 4.13 – Repetibilidade da taxa de kerma no ar (%) obtida com a Câmara 2 em feixes com qualidades de radiação padrões de mamografia na função tomossíntese com a combinação alvo/filtro W/AI.

Tensão (kV)	Produto Corrente-tempo (mAs)	Repetibilidade da Taxa de Kerma no Ar (%)
		Combinação Alvo/filtro W/AI
25	20	0,53
	40	1,18
	80	0,50
28	20	0,10
	40	0,13
	80	0,05
30	20	0,14
	40	0,07
	80	0,07
35	20	0,11
	40	0,05
	80	0,02

Pode-se observar que os resultados apresentados nas Tabelas 4.12 e 4.13, encontram-se todos abaixo dos limites recomendados de 5% (MS, 2005).

4.2.1.3 Hospital Pérola Byington

O Hospital Pérola Byington Centro de Referência da Saúde da Mulher é um hospital de grande porte e possui um setor específico para mamografia, que conta com 5 salas de exames equipadas com mamógrafos, dos quais dois foram utilizados neste trabalho para realização das medições, sendo: um mamógrafo convencional Mamommat 1000 da marca Siemens, que trabalha com o sistema de Radiografia Computadorizada (CR). Este equipamento tem uma Distância Foco-Filme (DFF) de 60 cm, sendo que as medições foram realizadas a 55 cm, simulando a dose de entrada na pele de uma mama com 5 cm de espessura após a compressão; o outro equipamento utilizado foi o Lorad M-IV da marca Hologic. Este equipamento também trabalha com o sistema CR e com uma DFF de 60 cm e as medições foram realizadas a 55 cm.

Nas Tabelas 4.14 e 4.15, pode-se ver os resultados da repetibilidade da taxa de kerma no ar para o equipamento Mamommat 1000 e nas Tabelas 4.16 e 4.17 os resultados para o equipamento Lorad M-IV.

Tabela 4.14 – Repetibilidade da taxa de kerma no ar (%) obtida com as Câmaras 1A, 1G e 2, no equipamento Mammomat 1000 do Hospital Pérola Byington na combinação Mo/Mo.

Tensão (kV)	Produto Corrente-tempo (mAs)	Repetibilidade da Taxa de Kerma no Ar (%)		
		Câmaras de Ionização		
		1A	1G	2
25	20	0,133	0,260	0,520
	40	0,133	0,052	0,084
	80	0,047	0,026	0,112
28	20	0,048	0,073	0,079
	40	0,011	0,036	0,079
	80	0,023	0,054	0,058
30	20	0,073	0,030	0,097
	40	0,073	0,015	0,096
	80	0,036	0,030	0,048
35	20	0,023	0,079	0,042
	40	0,012	0,039	0,021
	80	0,012	0,019	0,010

Tabela 4.15 – Repetibilidade da taxa de kerma no ar (%) obtida com as Câmaras 1A, 1G e 2, no equipamento Mammomat 1000 do Hospital Pérola Byington na combinação Mo/Rh

Tensão (kV)	Produto Corrente-tempo (mAs)	Repetibilidade da Taxa de Kerma no Ar (%)		
		Câmaras de Ionização		
		1A	1G	2
25	20	0,043	0,071	0,150
	40	0,086	0,035	0,151
	80	0,043	0,035	0,038
28	20	0,057	0,048	0,051
	40	0,057	0,048	0,025
	80	0,028	0,048	0,025
30	20	0,045	0,078	0,124
	40	0,022	0,039	0,041
	80	0,011	0,019	0,041
35	20	0,028	0,025	0,050
	40	0,042	0,050	0,053
	80	0,014	0,012	0,026

Tabela 4.16 – Repetibilidade da taxa de kerma no ar (%) obtida com as Câmaras 1A, 1G e 2, com qualidades de radiação padrões de mamografia no equipamento Lorad M-IV na combinação anodo/filtro Mo/Mo.

Tensão (kV)	Produto Corrente-tempo (mAs)	Repetibilidade da Taxa de Kerma no Ar (%)		
		Câmaras de Ionização		
		1A	1G	2
25	20	0,179	0,449	0,202
	40	0,357	0,994	0,050
	80	0,119	0,226	0,025
28	20	0,164	0,195	0,142
	40	0,163	0,032	0,141
	80	0,041	0,097	0,141
30	20	0,133	0,054	0,058
	40	0,066	0,160	0,175
	80	0,066	0,265	0,058
35	20	0,043	0,216	0,039
	40	0,107	0,287	0,115
	80	0,053	0,125	0,096

Tabela 4.17 – Repetibilidade da taxa de kerma no ar (%) obtida com as Câmaras 1A, 1G e 2, com qualidades de radiação padrões de mamografia no equipamento Lorad M-IV na combinação anodo/filtro Mo/Rh.

Tensão (kV)	Produto Corrente-tempo (mAs)	Repetibilidade da Taxa de Kerma no Ar (%)		
		Câmaras de Ionização		
		1A	1G	2
28	20	0,281	0,479	0,306
	40	0,168	0,285	0,152
	80	0,112	0,190	0,051
30	20	0,537	0,077	0,082
	40	0,178	0,038	0,082
	80	0,022	0,077	0,163
35	20	0,057	0,101	0,106
	40	0,085	0,050	0,105
	80	0,024	0,025	0,158

Os resultados obtidos com as câmaras testadas neste trabalho nos mamógrafos Mammomat 1000 e Lorad M-IV apresentam-se abaixo dos limites recomendados pela norma de 5% (MS, 2005).

4.2.2 Linearidade da taxa de kerma no ar

Para se verificar a linearidade da taxa de kerma no ar, as câmaras foram posicionadas centralizadas, a 5 cm do suporte de mama sem o uso do compressor, da mesma forma já descrita no teste de repetibilidade da taxa de

kerma no ar. Foram realizadas 5 medições para cada caso, nas tensões de 25, 28, 30 e 35 kV e 20, 40 e 80 mAs para cada caso. Para a verificação da linearidade da taxa de kerma no ar, inicialmente foi feito o cálculo da média aritmética das leituras obtidas ($L_{média}$) para cada valor de produto corrente-tempo (mAs), e em seguida aplicou-se o valor na equação (MS, 2005) :

$$R = L_{média}/mAs$$

Para se obter o valor correspondente à linearidade da taxa de kerma no ar, é necessário selecionar o maior e o menor valor de R, conforme a equação (MS, 2005):

$$L (\%) = \frac{R_1 - R_2}{\frac{(R_1 + R_2)}{2}} \times 100$$

onde:

R_1 = é o menor valor de R

R_2 = é o maior valor de R

Os resultados de L devem ser $\leq 20\%$, sendo que o recomendável é de até 10% (MS, 2005; IAEA, 2009).

Os resultados da linearidade da taxa de kerma no ar são apresentados nas Tabelas 4.18 a 4.30, onde L1 representa a linearidade da taxa de kerma no ar entre 20 mAs e 40 mAs, e L2 representa a linearidade da taxa de kerma no ar entre 40 mAs e 80 mAs.

Tabela 4.18 - Linearidade da taxa de kerma no ar (%) obtida com as Câmaras 1A, 1G, 2 e 3, nas tensões de 25 kV e 28 kV no equipamento Mammomat 3000 Nova da Policlínica, na combinação anodo/filtro Mo/Mo.

Tensão (kV)	Linearidade (%)	Câmaras de Ionização			
		1A	1G	2	3
25	L ₁	1,25	1,74	3,28	3,85
	L ₂	0,02	1,10	1,06	3,15
28	L ₁	2,69	2,47	2,13	4,21
	L ₂	0,55	6,71	0,83	2,17

Tabela 4.19 - Linearidade da taxa de kerma no ar (%) obtida com as Câmaras 1A, 1G, 2 e 3, nas tensões de 30 kV e 35 kV no equipamento Mammomat 3000 Nova da Policlínica, na combinação anodo/filtro Mo/Mo.

Tensão (kV)	Linearidade (%)	Câmaras de Ionização			
		1A	1G	2	3
30	L ₁	2,15	1,99	3,88	1,06
	L ₂	0,99	1,03	1,06	2,04
35	L ₁	1,42	1,91	2,13	2,96
	L ₂	0,70	0,89	0,83	1,62

Os resultados obtidos com as câmaras testadas neste trabalho, apresentados nas Tabelas 4.18 e 4.19, encontram-se abaixo do limite recomendado de 10% (MS, 2005).

Tabela 4.20 - Linearidade da taxa de kerma no ar (%) obtida com a Câmara 2 nas tensões de 25 kV e 28 kV na combinação alvo/filtro W/Rh e W/Ag, no mamógrafo Selenia Dimensions do INRAD.

Tensão (kV)	Linearidade (%)	Combinação anodo/filtro	
		W/Rh	W/Ag
25	L ₁	0,62	0,14
	L ₂	0,16	0,14
28	L ₁	0,37	0,09
	L ₂	0,18	0,28

Tabela 4.21 - Linearidade da taxa de kerma no ar (%) obtida com a Câmara 2 nas tensões de 30 kV e 35 kV na combinação alvo/filtro W/Rh e W/Ag, no mamógrafo Selenia Dimensions do INRAD.

Tensão (kV)	Linearidade (%)	Combinação anodo/filtro	
		W/Rh	W/Ag
30	L ₁	0,08	0,16
	L ₂	0,08	0,23
35	L ₁	0,11	0,99
	L ₂	0,11	0,11

Os resultados obtidos com as câmaras testadas neste trabalho, apresentados nas Tabelas 4.20 e 4.21, encontram-se abaixo do limite recomendado de 10% (MS, 2005) para o mamógrafo Selenia Dimensions.

Tabela 4.22 - Linearidade da taxa de kerma no ar (%) obtida com a Câmara 2 nas tensões de 25 kV, 28 kV, 30 kV e 35 kV na combinação alvo/filtro (W/AI), no mamógrafo Selenia Dimensions do INRAD na função Tomossíntese.

Tensão (kV)	Linearidade (%)	Combinação anodo/filtro
		W/AI
25	L ₁	3,48
	L ₂	2,36
28	L ₁	4,02
	L ₂	3,25
30	L ₁	4,94
	L ₂	3,24
35	L ₁	8,18
	L ₂	10,06

Os resultados obtidos com a Câmara 2 para o mamógrafo Selenia Dimensions na função tomossíntese, apresentados na Tabela 4.22, encontram-se abaixo do limite recomendado de 10% (MS, 2005). No entanto, para a tensão de 35 kVp, a linearidade da taxa de kerma no ar entre 40 mAs e 80 mAs apresentou um resultado maior que o limite recomendado, mas numa

variação muito pequena. Além disso, esse valor ainda é menor que o limite estabelecido de 20% (MS, 2005).

Tabela 4.23 – Linearidade da taxa de kerma no ar (%) obtida com as Câmaras 1A, 1G e 2, nas tensões de 25 kV e 28 kV no equipamento Mammomat 1000 do Hospital Pérola Byington na combinação Mo/Mo.

Tensão (kV)	Linearidade (%)	Câmaras de Ionização		
		1A	1G	2
25	L ₁	0,60	0,45	0,49
	L ₂	0,29	0,45	0,49
28	L ₁	0,60	0,46	0,38
	L ₂	0,59	0,32	0,34

Tabela 4.24 – Linearidade da taxa de kerma no ar (%) obtida com as Câmaras 1A, 1G e 2, nas tensões de 30 kV e 35 kV no equipamento Mammomat 1000 do Hospital Pérola Byington na combinação Mo/Mo.

Tensão (kV)	Linearidade (%)	Câmaras de Ionização		
		1A	1G	2
30	L ₁	0,96	0,26	0,24
	L ₂	0,32	0,52	0,56
35	L ₁	0,51	0,60	0,77
	L ₂	0,30	0,51	0,55

Tabela 4.25 – Linearidade da taxa de kerma no ar (%) obtida com as Câmaras 1A, 1G e 2, nas tensões de 25 kV e 28 kV no equipamento Mammomat 1000 do Hospital Pérola Byington na combinação Mo/Rh.

Tensão		Câmaras de Ionização		
(kV)	Linearidade (%)	1A	1G	2
25	L ₁	0,38	0,62	0,66
	L ₂	0,75	0,62	0,66
28	L ₁	0,99	0,42	0,34
	L ₂	0,25	0,83	0,44

Tabela 4.26 – Linearidade da taxa de kerma no ar (%) obtida com as Câmaras 1A, 1G e 2, nas tensões de 30 kV e 35 kV no equipamento Mammomat 1000 do Hospital Pérola Byington na combinação Mo/Rh.

Tensão		Câmaras de Ionização		
(kV)	Linearidade (%)	1A	1G	2
30	L ₁	0,79	0,68	1,08
	L ₂	0,59	0,67	0,71
35	L ₁	0,74	0,85	1,04
	L ₂	0,37	0,43	0,23

Os resultados obtidos com as câmaras testadas neste trabalho, apresentados nas Tabelas 4.23 a 4.26, encontram-se abaixo do limite recomendado de 10% (MS, 2005) para o mamógrafo Mammomat 1000.

Tabela 4.27 – Linearidade da taxa de kerma no ar (%) obtida com as Câmaras 1A, 1G e 2, nas tensões de 25 kV e 28 kV no equipamento Lorad M-IV do Hospital Pérola Byington na combinação Mo/Mo.

Tensão (kV)	Linearidade (%)	Câmaras de Ionização		
		1A	1G	2
25	L ₁	1,04	0,39	0,88
	L ₂	0,26	1,18	0,35
28	L ₁	2,47	0,28	0,62
	L ₂	0,71	0,28	0,31

Tabela 4.28 – Linearidade da taxa de kerma no ar (%) obtida com as Câmaras 1A, 1G e 2, nas tensões de 30 kV e 35 kV no equipamento Lorad M-IV do Hospital Pérola Byington na combinação Mo/Mo.

Tensão (kV)	Linearidade (%)	Câmaras de Ionização		
		1A	1G	2
30	L ₁	0,43	0,05	0,76
	L ₂	0,29	0,23	0,25
35	L ₁	0,94	0,06	0,67
	L ₂	0,93	1,57	0,17

Tabela 4.29 – Linearidade da taxa de kerma no ar (%) obtida com as Câmaras 1A, 1G e 2, na tensão de 28 kV no equipamento Lorad M-IV do Hospital Pérola Byington na combinação Mo/Rh.

Tensão (kV)	Linearidade (%)	Câmaras de Ionização		
		1A	1G	2
28	L ₁	0,49	0,83	0,89
	L ₂	0,24	1,24	0,44

Tabela 4.30 – Linearidade da taxa de kerma no ar (%) obtida com as Câmaras 1A, 1G e 2, nas tensões de 30 kV e 35 kV no equipamento Lorad M-IV do Hospital Pérola Byington na combinação Mo/Rh.

Tensão (kV)	Linearidade (%)	Câmaras de Ionização		
		1A	1G	2
30	L ₁	0,58	0,34	0,71
	L ₂	0,19	0,34	0,36
35	L ₁	0,74	0,66	0,69
	L ₂	1,43	0,22	0,23

Os resultados obtidos com as câmaras envolvidas neste trabalho, apresentados nas Tabelas 4.27 a 4.30, encontram-se abaixo do limite recomendado de 10% (MS, 2005) para o mamógrafo Lorad M-IV do Hospital Pérola Byington.

Dos resultados apresentados nas Tabelas 4.17 a 4.29, pode-se observar que as câmaras de ionização testadas neste trabalho mostram bons resultados de linearidade de kerma no ar nos mamógrafos testados. Porém, no caso do equipamento Selenia Dimensions, na função tomossíntese, a linearidade da taxa de kerma no ar foi de 10,06% (0,06 %) acima do limite recomendado. No entanto, isso não chega a ser um problema, pois a variação foi muito pequena em relação ao limite recomendado de 10% e bem abaixo do limite estabelecido de 20%.

4.2.3 Aplicação do Sistema Tandem

Os resultados obtidos com as Câmaras 1A e 1G foram avaliados como um sistema Tandem, por estas serem constituídas de diferentes materiais, apresentando dependências energéticas distintas, que é a condição necessária para a aplicação deste sistema.

A Tabela 4.31 apresenta os resultados obtidos com as câmaras de ionização no equipamento Mammomat 3000 Nova, da Policlínica Taboão, onde foi tomada a razão entre as médias das medições. Estas medições foram realizadas em dois períodos diferentes, com intervalo de aproximadamente 45 dias entre elas.

De acordo com os dados apresentados na Tabela 4.31, pode-se perceber que a razão se conserva com uma variação máxima de 1,32%, mostrando a viabilidade da aplicação do método em programas de controle de qualidade em mamografia.

Tabela 4.31 – Fatores Tandem para as Câmaras 1A e 1G no equipamento
Mammomat 3000 Nova, da Policlínica Taboão

Tensão (kV)	Produto Corrente-tempo (mAs)	Fator Tandem 1	Fator Tandem 2	Diferença (%)
25	20	$1,512 \pm 0,004$	$1,514 \pm 0,002$	1,32
	40	$1,509 \pm 0,001$	$1,510 \pm 0,001$	0,07
	80	$1,520 \pm 0,001$	$1,522 \pm 0,001$	1,32
28	20	$1,398 \pm 0,001$	$1,405 \pm 0,001$	0,50
	40	$1,402 \pm 0,001$	$1,404 \pm 0,001$	0,14
	80	$1,507 \pm 0,002$	$1,515 \pm 0,001$	0,53
30	20	$1,634 \pm 0,002$	$1,630 \pm 0,001$	0,25
	40	$1,635 \pm 0,001$	$1,640 \pm 0,001$	0,31
	80	$1,634 \pm 0,001$	$1,634 \pm 0,001$	0
35	20	$1,699 \pm 0,001$	$1,712 \pm 0,001$	0,77
	40	$1,691 \pm 0,001$	$1,687 \pm 0,001$	0,24
	80	$1,688 \pm 0,001$	$1,690 \pm 0,001$	0,12

O mesmo estudo foi realizado nos equipamentos Mammomat 1000 e Lorad M-IV do Hospital Pérola Byington, e os resultados são apresentados na Tabela 4.4. Foi realizada apenas 1 medição em cada equipamento.

Tabela 4.32 – Fatores Tandem para as Câmaras 1A e 1G nos equipamentos Mammomat 1000 e Lorad M-IV, do Hospital Pérola Byington

Tensão (kV)	Produto Corrente-tempo (mAs)	Fator Tandem Mammomat 1000	Fator Tandem Lorad M-IV
25	20	1,582 ± 0,015	1,498 ± 0,012
	40	1,580 ± 0,007	1,506 ± 0,007
	80	1,577 ± 0,004	1,518 ± 0,003
28	20	1,604 ± 0,010	1,586 ± 0,009
	40	1,601 ± 0,005	1,580 ± 0,009
	80	1,602 ± 0,002	1,580 ± 0,002
30	20	1,625 ± 0,008	1,619 ± 0,008
	40	1,631 ± 0,004	1,616 ± 0,009
	80	1,629 ± 0,002	1,620 ± 0,002
35	20	1,680 ± 0,006	1,673 ± 0,005
	40	1,677 ± 0,003	1,675 ± 0,003
	80	1,676 ± 0,001	1,675 ± 0,001

Foram obtidos os fatores Tandem; no entanto, para um programa de controle de qualidade, estas medições devem realizadas periodicamente a longo prazo, e os resultados devem ser os mais próximos possíveis, para se garantir a repetibilidade das características dos feixes (controle de qualidade). Embora os valores sejam bastante próximos, obtidos nos dois equipamentos, não podem ser comparados entre si. O sistema Tandem deve ser definido para cada equipamento.

5. CONCLUSÕES

Com base nos resultados apresentados, entende-se que os objetivos do trabalho foram alcançados.

Na primeira parte, as câmaras de ionização testadas neste trabalho foram submetidas a testes de caracterização sendo irradiadas com uma fonte de controle e no aparelho de raios X industrial, utilizando as qualidades padrões de mamografia, seguindo orientações de protocolos internacionais.

Nos testes de caracterização realizados, as câmaras de ionização apresentaram um ótimo desempenho. Houve apenas duas situações nos testes de dependência energética onde a Câmara 1A ultrapassou o limite recomendado de 5% nas qualidades de radiação WMH 25 e WMH 35, assim como a Câmara 3 para a qualidade WMH35. No caso da Câmara 1A, que ultrapassou o limite recomendado na faixa de radiação WMH 25 que corresponde a 25 kV, esta câmara não seria indicada para o uso em programas de controle de qualidade; na qualidade de radiação WMH 35, que corresponde a 35 kV, as Câmaras 1A e 3 ultrapassaram os limites; no entanto, essa é uma faixa de energia não utilizada na prática clínica.

Na segunda parte do trabalho, as câmaras de ionização foram submetidas aos testes de repetibilidade e linearidade da taxa de kerma no ar em feixes clínicos de quatro mamógrafos de diferentes instituições, que constituem o programa de controle de qualidade nestes equipamentos.

Os resultados apresentados foram excelentes, sempre abaixo dos limites recomendados pelos órgãos internacional (IAEA) e nacional (Ministério da Saúde). No entanto, em um dos equipamentos testados (Selenia Dimensions, na função tomossíntese), a Câmara 2 no teste de linearidade da taxa de kerma no ar ultrapassou o limite recomendado que é de 10% em 0,06% na tensão de 35 kV, mas que não inviabiliza o seu uso, uma vez que o limite estabelecido é de 20%. Além disso, a tensão de 35 kV não é utilizada na prática clínica, como já informado.

Na aplicação do sistema Tandem, as câmaras de ionização apresentaram um desempenho satisfatório e o comportamento esperado.

Com isso, pode-se concluir que as câmaras de ionização estudadas neste trabalho, por atenderem às recomendações internacionais e nacionais nos testes propostos com bons resultados, podem ser utilizadas em programas de controle de qualidade em mamografia.

REFERÊNCIAS

ABNT, ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. **Guia para Expressão da Incerteza da Medição**. 3ª Edição Brasileira. Rio de Janeiro: ABNT, INMETRO, 2003.

ACR, AMERICAN COLLEGE OF RADIOLOGY. **Mammography Quality Control Manual**. ACR – Committee on Quality Assurance in Mammography, 1999.

AGFA, **Cassete CR MM 3.0 Mammo**. Disponível em: http://www.agfahealthcare.com/brazil/pt/main/products_services/computed_radiography/cassettes_imaging_plates/cr_mm30_mammo_cassette.jsp Acesso em: 04 de fevereiro de 2015.

AGMONT, G. **Diagnóstico Precoce do Câncer de Mama**. Revista Pesquisa Médica. Disponível em: <http://www.revistapesquisamedica.com.br/portal/textos.asp?codigo=11021> acesso em 12 de maio de 2015.

ALCÂNTARA, M. C. **Avaliação dos critérios de qualidade de imagem e estudo das doses em um departamento de mamografia**. Dissertação (Mestrado) – Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares. Universidade de São Paulo: São Paulo, 2009.

ATTIX, F. H. **Introduction to radiological physics and radiation dosimetry**. Weinheim: Wilvy-VCH Verlag Gmbh & Co, 2004.

BASSET LW, JACKSON VP, JAHAN R, FU YS, GOLD RH. **Doenças da mama. Diagnóstico e tratamento**. 1 ed. Rio de Janeiro, RJ. Revinter; 2000.

BUSHONG, S. C. **Ciência Radiológica para Tecnólogos**. 9ª. Ed. São Paulo: Elsevier, 2010.

COSTA, A. M., CALDAS, L. V. E. Plane-parallel ionization chamber for x-radiation of conventional radiography and mammography. **Radiologia Brasileira**, v. 41, n.1, pp. 39-43, 2008.

CORRÊA, E. L. **Metodologia de controle de qualidade e implantação de campos padrões de radiação X, nível de mamografia, seguindo a norma IEC 61267**. Dissertação (Mestrado) – Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares. Universidade de São Paulo: São Paulo, 2010.

CORRÊA, E. L.; SILVA, J. O .; VIVOLO, V.; POTIENS, M. P. A.; DAROS, K. A. C.; MEDEIROS, R. B. Intensity variation study of the radiation field in a mammographic system using thermoluminescent dosimeters TLD-900 (CaSO₄:Dy). **Radiation Physics and Chemistry**, v. 95, pp. 116-118, 2014.

COUTINHO, C. M. C. **Avaliação da dose glandular em sistemas de mamografia convencional e digital utilizando um fantoma dosimétrico**. Tese (Doutorado)UFRJ/COPPE, Rio de Janeiro, 2009.

DANCE, D. R.; SKINNER, C. L.; CARLSSON, G. A. Breast Dosimetry. **Applied Radiation and Isotopes**, v. 50, pp. 185-203, 1999.

DENDY, P. P.; HEATON, B. **Physics for Diagnostic Radiology**. 2nd. Ed. New York: Taylor & Francis Group, 1999.

DeWERD, L. A.; WAGNER, L. K. Characteristics of radiation detectors for diagnostic radiology. **Applied Radiation and Isotopes**. v. 50, pp. 125-136, 1999.

FURQUIM, T. A. C. **Metodologia para Correlação entre Doses e Detectabilidade em Imagens Mamográficas Padrões: Aplicação no Estado de São Paulo**. Tese (Doutorado) – Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares. Universidade de São Paulo: São Paulo, 2005.

GUERRA, A.B. **Estabelecimento e Controle de Qualidade de Feixes Padrões de Radiação X para Calibração de Instrumentos, Nível Mamografia**. Tese de Doutorado, IPEN-USP, São Paulo, 2001.

HOLOGIC The Science of Sure. **Selenia Dimensions Mammography System.** Disponível em: <http://www.hologic.com/products/imaging/mammography/selenia-dimensions-mammography-system> Acesso em: 18 de junho de 2015.

IAEA, INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. **The Use of Plane-Parallel Ionization Chambers in High Energy Electron and Photon Beams. An International Code of Practice for Dosimetry.** IAEA, Vienna, 1997 (IAEA, TRS 381).

IAEA, INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. **Radiation Oncology Physics: a Handbook for Teachers and Students.** IAEA, Vienna, 2005.

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

IAEA, INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. **Appendix to IAEA Calibration Certificate – Ionization Chamber Calibration Procedures at the IAEA Dosimetry Laboratory – Mammography Level Calibrations.** IAEA, Vienna 2008.

IAEA, INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. **Quality Assurance Programme for Screen Film Mammography.** IAEA, Vienna, 2009 (IAEA, Human Health Series Nº 2).

ICRP, INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION, **The 2007 Recommendations of International Commissions on Radiological Protection.** Annals of the ICRP 37 (2007), (ICRP 103).

ICRU, INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS. **Fundamental Quantities and Units for Ionizing Radiation.** ICRU, Bethesda, 1998 (ICRU 60).

ICRU, INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS. **Mammography – Assessment of Image Quality**. Oxford: Oxford University Press, 2009 (ICRU 82).

IEC, INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION: **Evaluation and Routine Testing in Medical Imaging Departments – Part 1: General Aspects**. IEC 61223-1, Genève, 1993.

IEC, INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION: **Medical Electrical Equipment – Dosimeters with Ionization Chambers and/or Semiconductor Detectors as used in X-ray Diagnosis Imaging**. IEC 61674, Genève, 1997.

IEC, INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION. **Medical Electrical Equipment – Dosimeters with Ionization Chambers as used in Radiotherapy**. IEC, (IEC 60731), Genève, 2011.

INCA, INSTITUTO NACIONAL DE CÂNCER. **Programa Nacional de Controle de Câncer de Mama**. Disponível em: http://www2.inca.gov.br/wps/wcm/connect/acoes_programas/site/home/nobrasil+/programa_controle_cancer_mama/ Acesso em 14 de Julho de 2015.

INCA, INSTITUTO NACIONAL DO CÂNCER. **Estimativa 2014: Incidência de Câncer de Mama no Brasil**. Disponível em: <http://www.inca.gov.br/estimativa/2014/sintese-de-resultados-comentarios.asp> Acesso em 14 de Julho de 2015.

INCA, INSTITUTO NACIONAL DO CÂNCER. **O Que é Câncer**. Disponível em: http://www1.inca.gov.br/conteudo_view.asp?id=322 Acesso 24 de Maio de 2014.

INCA, INSTITUTO NACIONAL DE CÂNCER. **Mamografia: da Prática ao Controle. Recomendações para Profissionais de Saúde**. Disponível em: http://bvsms.saude.gov.br/bvs/publicacoes/qualidade_mamografia.pdf Acesso em 11 de abril de 2015.

INMETRO, INSTITUTO NACIONAL DE METROLOGIA, QUALIDADE E TECNOLOGIA. **Vocabulário Internacional de Metrologia: Conceitos Fundamentais e Gerais de Termos Associados**. INMETRO, Duque de Caxias, 2012.

KHOURY, H. J.; BARROS, V. S.; LOPES, C. Evaluation of patient dose for mammography in Pernambuco, Brazil. **Radiation Protection Dosimetry**. v.115, n. 1-4, pp. 337-339, 2005

KNOLL, G. F. **Radiation Detection and Measurement**. 2.ed. USA: Wiley, 1989.

MEDWOW. **Ilustração de um Mamógrafo**. Disponível em: <http://pt.medwow.com/med/mammography-unit/siemens/mammomat-3000-nova/8905.model-spec> Acesso em 17 de novembro de 2014.

MEDWOW. **Ilustração de um Mamógrafo**. Disponível em: http://pt.medwow.com/i_preview.php?sale_number=853873805 Acesso em: 17 de março de 2015.

MS, MINISTÉRIO DA SAÚDE. **Diretrizes de Proteção Radiológica em Radiodiagnóstico Médico e Odontológico**. Brasília, Diário Oficial da União de 02 de junho de 1998 (Portaria da Secretaria de Vigilância à Saúde 453).

MS, MINISTÉRIO DA SAÚDE. Agência Nacional de Vigilância Sanitária. **Radiodiagnóstico Médico: Desempenho de Equipamentos e Segurança**. Ministério da Saúde, Brasília, 2005.

MS, MINISTÉRIO DA SAÚDE. **Programa Nacional de Qualidade em Mamografia (PNQM)**. Disponível em: http://bvsms.saude.gov.br/bvs/saudelegis/gm/2012/prt0531_26_03_2012.html. Acesso em 14 de julho de 2015.

MUNDO Educação. **Detector de Partículas**. Disponível em: <http://www.mundoeducacao.com/fisica/detectores-particulas.htm> Acesso em: 3 de junho de 2015.

OLIVEIRA, M. **Controle de Qualidade e Dose de Entrada na Pele em Serviços de Mamografia de Minas Gerais**. Dissertação (Mestrado) – Centro de Desenvolvimento da Tecnologia Nuclear – CDTN, Minas Gerais, 2006.

PEIXOTO, J. G. P.; ALMEIDA, C. E. The radiation metrology network related to the field of mammography: implementation and uncertainty analysis of the calibration system. **Measurement Science and Technology**. v. 12, pp. 1586-1593, 2001.

PEREIRA, E. M. **Tecnologia Radiológica e Diagnóstico por Imagem**. São Caetano do Sul, Difusão, v. 2, cap. 1, pp. 42-45, 2007.

PTB, PHYSIKALISCH-TECHNISCHE BUNDESANSTALT. **Mammography Qualities based on Mo-anode and Mo-filtration (MoMo)**. Disponível em: http://www.ptb.de/cms/fileadmin/internet/fachabteilungen/abteilung_6/6.2/6.25/ptb_rad_qual_2015_01_07.pdf. Acesso em 07 de janeiro de 2015.

RADCAL, RADCAL CORPORATION. **10X5-6M Dedicated Mammography Chamber**. EUA. Disponível em: <http://www.radcal.com/10x5-6m>. Acesso em 15 julho de 2015.

RADIOINMAMA. **Uso da Tomossíntese em Mamografia Digital**. Disponível em: <http://www.radioinmama.com.br/dadostomossintese.html>. Acesso em 12 de abril de 2015.

SBM, SOCIEDADE BRASILEIRA DE MASTOLOGIA. **Tipos e Técnicas de Mamografia**. Disponível em: <http://www.sbmastologia.com.br/cancer-de-mama/rastreamento-diagnostico-cancer-de-mama/tipos-e-tecnicas-de-mamografia-14.htm>. Acesso em 16 de março de 2015.

SILVA, J. O.; CALDAS, L. V. E. Desempenho de um sistema tandem para controle de qualidade em radiodiagnóstico. **Revista Brasileira de Física Médica**, v. 4, n. 3, pp. 27-30, 2011.

SILVA, J. O.; CALDAS, L. V. E. Characterization of a new ionization chamber in radiotherapy beams: Angular dependence and variation of response with distance. **Applied Radiation and Isotopes**. v. 70, pp. 2534-2538, 2012a.

SILVA, J. O.; CALDAS, L. V. E. A double faced ionization chamber for quality control in diagnostic radiology beams. **Applied Radiation and Isotopes**. v. 70, pp. 1424-1428, 2012b.

SILVA, J. O.; **Desenvolvimento de Câmaras de Ionização Especiais para Controle de Qualidade em Mamografia**. Tese (Doutorado) – Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares –USP, São Paulo, 2013.

TÉCNICO em radiologia. Anatomia de um tubo para radiologia convencional e emissão termoiônica. Disponível em: <http://rle.dainf.ct.utfpr.edu.br/hipermidia/index.php/radiologia-convencional/tecnologia-e-funcionamento-dos-equipamentosrx/tubo-de-raios-x/anatomia-de-um-tubo-de-raios-x>. Acesso em 04 de fevereiro de 2015a.

TÉCNICO em radiologia. **Chassis Radiográficos**. Disponível em: <http://rle.dainf.ct.utfpr.edu.br/hipermidia/index.php/radiologia-convencional/tecnologia-e-funcionamento-dos-equipamentosrx/sistema-receptor-de-imagem/chassis-radiograficos> Acesso em 10 de junho de 2015b.

TÉCNICO em radiologia. **Sinal Digital** Disponível em: <http://rle.dainf.ct.utfpr.edu.br/hipermidia/index.php/radiologia-convencional/tecnologia-e-funcionamento-dos-equipamentosrx/sistema-receptor-de-imagem/detectores-digitais/sistemas-digitais/sistemas-digitais-indiretos>. Acesso em 4 de fevereiro de 2015c.

TECNOLOGIA Radiológica. **Processo de leitura das placas de fósforo e conversão de sinal analógico em digital**. Disponível em: http://www.tecnologiaradiologica.com/materia_pacs_dicom.htm Acesso em: acesso em 09 de fevereiro de 2015.

TURNER, J. E. **Atoms, Radiation and Radiation Protection**, 3rd ed. Weinheim: Wiley-VCH Verlag GmbH & Co, 2007.

WAGNER, L. K.; FONTENLA, D. P.; KIMME-SMITH, C.; ROTHENBERG, L. N.; SHEPARD, J.; BOONE, J. M. Recommendations on performance characteristics of diagnostic exposure meters: Report of AAPM Diagnostic X-ray Imaging Task Group No 6. **Medical Physics**. v. 19, pp. 231-241, 1992.

WILLIAMS, M.B.; RAGHUNATHAN, P.; MORE, M. J.; SEIBERT, J. A.; KWAN, A.; LO. J. Y.; SAMEI, E.; RANGER, N.T.; FAJARDO, L. L.; MCGRUDER, A.; MCGRUDER, S. M.; MAIDMENT, A.D.A.; YAFFE, M. J.; BLOOMQUIST, A.; MAWDSLEY, G.E. Optimization of exposure parameters in full field digitam mammography. **Medical Physics**, v. 6, n. 35, pp. 2414-2423, 2008.

WHO, WORLD HEALTH ORGANIZATION. Cancer Control. Knowledge into Aton. WHO Guide for Efective Programmes. Early Detection Module. Switzerland, 2007.